

Aus der Klinik für Hals- Nasen- und Ohrenheilkunde

Direktor: Prof. Dr. med. J. A. Werner

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,  
Standort Marburg

**VERMESSUNG INNERER STRUKTUREN DES OS TEMPORALE  
MIT HILFE DER DIGITALEN VOLUMENTOMOGRAPHIE (DVT)**

**EINE RADIOLOGISCHE UNTERSUCHUNG AN SCHÄDELN ALTÄGYPTISCHER  
MUMIEN UND MODERNER ANATOMISCHER PRÄPARATE**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin  
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Christian Schmidt  
aus Magdeburg

Marburg, 2007

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg  
am: 20.12.2007

Dekan: Prof. Dr. M. Rothmund

Referent: PD Dr. A. Teymoortash

Korreferent: Prof. Dr. S. Bien

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>4</b>
1.1	Zielsetzung und Fragestellung .....	4
1.2	Die radiologische Untersuchung des Felsenbeins – von der Projektionsradiographie zur digitalen Volumentomographie .....	6
1.3	Die Bedeutung ägyptischer Mumien und Ihre Erforschung.....	13
<b>2</b>	<b>Material und Methoden .....</b>	<b>16</b>
2.1	Mumien- und Schädelpräparate .....	16
2.2	Versuchsplan und statistische Methoden .....	18
2.3	DVT – Spezifikationen und Aufnahmetechnik .....	20
2.4	Darstellung, Ebenenbezeichnung, Datentransfer, Analysesoftware .....	21
2.5	Vermessungsgrundlagen: Geometrie .....	24
2.6	Vermessungsgrundlagen: Kontrast .....	25
2.7	Spezifikation der Vermessungen: Schnittbilderstellung und Positionierung der Messstrecken.....	26
2.7.1	Messstrecken 1-6: Cochlea .....	27
2.7.2	Messstrecken 7-14: Canalis facialis (Bereich des Genu).....	30
2.7.3	Messstrecken 15-32: Meatus acusticus internus .....	34
2.7.4	Messstrecken 33-44: Paukenhöhle .....	38
2.7.5	Messstrecken 45-93: Bogengänge und benachbarte Strukturen .....	41
2.7.5.1	Messstrecken 45-60: Lateraler Bogengang und Nachbarstrukturen (Z-Ebene) .....	43
2.7.5.2	Messstrecken 61-70: Hinterer Bogengang und Nachbarstrukturen (Y-Ebene) .....	45
2.7.5.3	Messstrecken 71-93: Oberer Bogengang und Nachbarstrukturen (X-Ebene) .....	47
2.8	Beurteilung der Gehörknöchelchen, von Pathologien und Artefakten .....	50

<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>51</b>
3.1	Ergebnisse der Vermessungen .....	51
3.1.1	Messstrecken 1-6: Cochlea .....	52
3.1.2	Messstrecken 7-14: Canalis Facialis (Bereich des Genu) .....	52
3.1.3	Messstrecken 15-32: Meatus acusticus internus. ....	53
3.1.4	Messstrecken 33-44: Paukenhöhle. ....	54
3.1.5	Messstrecken 45-60: Lateraler Bogengang, Nachbarstrukturen. Z-Ebene. ....	54
3.1.6	Messstrecken 61-70: Hinterer Bogengang, Nachbarstrukturen Y-Ebene. ....	55
3.1.7	Messstrecken 71-93: Oberer Bogengang, Nachbarstrukturen. X-Ebene. .	56
3.2	Vergleichsstatistik .....	57
3.3	Reproduzierbarkeit der Messstrecken .....	57
3.4	Ossikel, knöcherne Pathologien und Artefakte in der Mumiengruppe .....	57
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>62</b>
4.1	Die DVT im Vergleich mit computertomographischen Verfahren.....	62
4.2	Definition von Schnittebenen und Strecken zur Vermessung mit der DVT .....	64
4.3	Versuchsplanung und Vorgehen .....	69
4.4	Die Messstrecken .....	73
4.4.1	Messstrecken 1-6: Cochlea .....	73
4.4.2	Messstrecken 7-14: Canalis facialis (Bereich des Genu) .....	74
4.4.3	Messstrecken 15-32: Meatus acusticus internus .....	76
4.4.4	Messstrecken 33-44: Paukenhöhle .....	78
4.4.5	Messstrecken 45-93: Bedeutung der Bildgebung im Bereich der Bogengänge .....	80
4.4.6	Messstrecken 45-60: Lateraler Bogengang, Nachbarstrukturen. Z-Ebene .....	81



4.4.7	Messstrecken 61-70: Hinterer Bogengang, Nachbarstrukturen. Y-Ebene .....	82
4.4.8	Messstrecken 71-93: Oberer Bogengang, Nachbarstrukturen. X-Ebene .....	83
4.5	Schlussfolgerungen .....	84
4.5.1	Betrachtungen zur Untersuchung von Pathologien, der Ossikel und von Artefakten in der Mumiengruppe .....	84
4.5.2	Vergleich der Mumienfelsenbeine mit Felsenbeinen aus heutiger Zeit....	86
4.5.3	Klinische Relevanz der Messstrecken.....	87
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>90</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>92</b>
<b>7</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>107</b>
7.1	Abkürzungsverzeichnis .....	107
7.2	Akademische Lehrer .....	108
7.3	Danksagung.....	109
7.4	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	110

# **1 Einleitung**

## **1.1 Zielsetzung und Fragestellung**

Die digitale Volumentomographie (DVT) ist eine relativ neue Methode der radiologischen Schnittbildverfahren. Ihr Haupteinsatzgebiet ist die Zahnheilkunde sowie die Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. Sie für die diagnostische Bildgebung des Felsenbeines zu nutzen, ist eine Neuheit und muss auf dem Weg zur routinemäßigen Anwendung auf diesem Gebiet evaluiert werden.

Um mehr Erfahrungen mit der DVT zu sammeln, Möglichkeiten und Grenzen zu ergründen, wurden in der HNO-Klinik der Philipps-Universität Marburg (Direktor: Prof. Dr. J. A. Werner) Schädel 1200-5000 Jahre alter, ägyptischer Mumien aus der Zoologischen Sammlung der Universität Marburg (Leiter: Prof. Dr. L. Beck) zum Zwecke einer otologischen Beurteilung gescannt. Subjektiv fiel bei der Inspektion der Schnittbilder auf, dass viele Innen- und Mittelohrstrukturen hinsichtlich der Größenverhältnisse im Vergleich zu zuvor gescannten Felsenbeinpräparaten oder Patienten abweichen zu schienen. Daraus leitete sich eine Fragestellung ab: Unterscheiden sich die Felsenbeine dieser altägyptischen Mumien signifikant von heutigen Felsenbeinen hinsichtlich der Dimensionen ihrer Mittel- und Innenohrstrukturen?

Um jene Frage zu klären, sollten die Felsenbeinstrukturen der Mumien im DVT-Schnittbild vermessen und mit Felsenbeinen aus der heutigen Zeit verglichen werden. Die Vermessung von inneren Strukturen des menschlichen Felsenbeines, welche das für das Hören, den Erhalt des Gleichgewichtes und die Orientierung im Raume bedeutsame sensorische Instrumentarium in sich bergen, dient unterschiedlichen Zwecken [117]. Diese umfassen anatomische Forschung, mit dem Ziel, den Aufbau des Felsenbeins, seine Variabilität und dessen embryologische Entwicklung besser verstehen zu lernen, sowie um vergleichende Untersuchungen durchzuführen [116]. Ebenfalls ist eine radiologische Bildgebung und Vermessung des Felsenbeines im Rahmen des klinischen Alltags nutzbringend, besonders in den Gebieten der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde [97, 98] oder der Neurochirurgie [80]. Zur Diagnose diverser den Knochen einbeziehender Pathologien [126] und zur Planung von Operationen [20] ist eine präzise Bildgebung des Felsenbeines von größter Bedeutung. Die Auswertung von Felsenbeinschnittbildern

ist abhängig von der Erfahrung des Auswerter. Vermessung hilft, Unabhängigkeit von diesem Erfahrungsgrad zu erlangen [99]. Dies zeigt sich beispielsweise bei der Diagnostik der sensorineuralen Schwerhörigkeit, die mit Größenabweichungen des lateralen Bogenganges sowie weiterer Strukturen assoziiert sein kann. Diese abnormalen Größenverhältnisse stellen sich zum Teil so subtil dar, dass sie nur durch eine Vermessung auffallen, nicht jedoch durch einfache Inspektion [92, 98, 99]. Auch subtile Arrosion des inneren Gehörganges als Hinweis auf Tumoren, Stenosen als Hinweis auf eine Hypoplasie des achten Hirnnerven [17] und zur Diagnose diverser Fehlbildungen kann eine Vermessung entsprechender Strukturen bedeutsam sein. Sie ist ebenfalls hilfreich zur Operationsplanung [77, 80] sowie zur Weiterentwicklung anatomisch angepasster Cochleaimplantate.

Darstellung und Vermessung können auf unterschiedliche Weise, wie Dissektion anatomischer Präparate in Form von Sägeschnitten und histologischen Schnitten oder Anfertigung von Ausgusspräparaten kavitärer und kanalikulärer Strukturen, vorgenommen werden. Diesen Methoden ist der offensichtliche Nachteil gemein, dass sie nicht zerstörungsfrei und somit auch nicht am Patienten anzuwenden sind. Methoden, die diesen Nachteil nicht besitzen, sind die der radiologischen Bildgebung, zum einen mit ihren konventionellen projektionsradiographischen Darstellungen, zum anderen mit Schnittbildverfahren wie der Computertomographie (CT).

Um sinnvolle Messungen dieser sehr kleinen Strukturen durchführen zu können, müssen sie standardisiert dargestellt werden, damit nicht variierende Schnitte die Messungen beeinflussen. Es finden sich in der Literatur einige Vorschläge, wie Felsenbeine mittels der CT vermessen werden können [92, 97, 98, 116, 117]. Diese beschriebenen Methoden sind aber aufgrund der Darstellungsweise der DVT nicht ohne weiteres auf selbige übertragbar, denn sie richten die Schnittbildebene an den Hauptebenen (axial, coronar, sagittal) aus. Jene Hauptebenen wiederum sind an bestimmten anatomischen Landmarken orientiert. Diese konnten durch das verwendete DVT Gerät, da es nur eine kleine, zylindrische Zielregion darzustellen in der Lage war, nicht erfasst werden. Daher standen diese Ebenen für eine Schnittbildstandardisierung nicht zur Verfügung.

Um dennoch Vermessungen interner Felsenbeinstrukturen vornehmen zu können, war es daher ein weiteres Ziel dieser Arbeit, eine Grundlage eines für die DVT angepassten Vermessungsverfahrens zu erarbeiten.

Die Ziele dieser Arbeit lassen sich wie folgt zusammenfassen. Eine Grundlage eines für die DVT angepassten, geeigneten Messverfahrens, das den Vergleich der Dimensionen interner Felsenbeinstrukturen möglich machen soll, sollte erarbeitet werden. Es soll einen Ausgangspunkt darstellen, in der klinischen Anwendung Größenmessungen am DVT-gescannten Patientenfelsenbein vornehmen zu können. Eine erste Anwendung dieses Messverfahrens an den Mumien- sowie an Schädelpräparaten aus heutiger Zeit sollte stattfinden, einschließlich Deskription und Vergleich von Größenverhältnissen der Felsenbeinstrukturen beider Gruppen. Die subjektive Beobachtung, dass die Mumienfelsenbeine sich möglicherweise von denen aus heutiger Zeit unterscheiden, sollte somit objektiv geprüft werden. Zusätzlich war die Darstellung sowie Prüfung der Mumienfelsenbeine auf pathologische Befunde und Artefakte im DVT-Schnittbild ein weiteres Ziel der vorliegenden Untersuchung.

## **1.2 Die radiologische Untersuchung des Felsenbeins – von der Projektionsradiographie zur digitalen Volumentomographie**

Bereits kurz nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen wurden Versuche unternommen, diese für die Darstellung des Felsenbeines im Sinne otologischer Diagnostik zu nutzen. So veröffentlichte Schüller 1905 seine Arbeit „Schädelbasis im Röntgenbild“, in der die heute in der Projektionsradiographie nur noch selten gebräuchliche „Schüller-Aufnahme“ beschrieben wurde [111]. Im „Atlas typischer Röntgenbilder“ publizierte Grashey 1905 neue Aufnahmemöglichkeiten zur Darstellung des Mastoids [40]. Diverse wissenschaftliche Publikationen erschienen in den folgenden Jahren zu diesen Themen. Erstmalig wurde 1917 die Felsenbeinaufnahme nach Stenvers erwähnt, mit der die Felsenbeinpyramide, das Labyrinth und der innere Gehörgang dargestellt werden können [14].

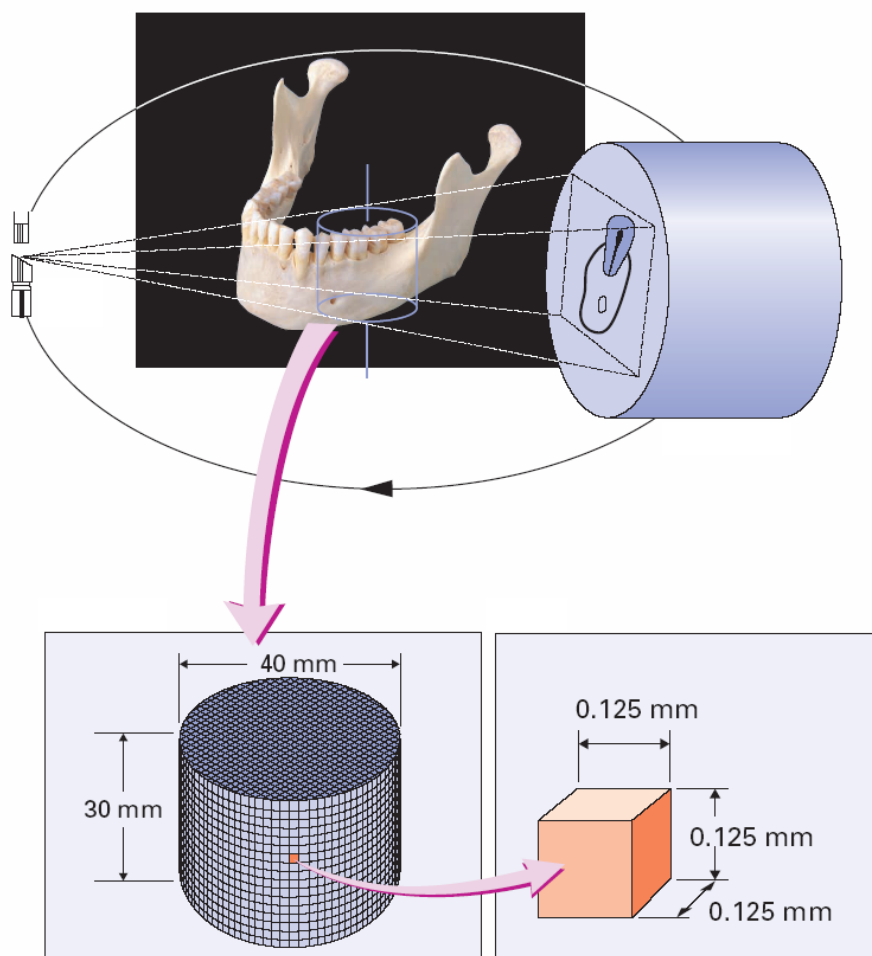
Die Ersterwähnung der CT im Jahre 1973 [2] markierte einen Meilenstein in der Radiologie, wofür Hounsfield und Cormack 1979 den Nobelpreis für Medizin erhielten [100]. Dies leitete eine Entwicklung ein, die zu immer hochauflösenderen, besseren

Darstellungsmodalitäten führte. Die CT ist aus dem heutigen klinischen Alltag nicht mehr wegzudenken. In Bezug auf die knöchernen Strukturen des Felsenbeines, insbesondere des Mittelohres sowie des Labyrinthes, ist die CT wegen ihrer guten Kontrastdarstellung die Untersuchungsmethode der Wahl und wird hauptsächlich im Bereich des Innenohres durch die MRT ergänzt [26, 41, 71]. Zur Abklärung von kongenitalen Anomalien, erodierenden Prozessen wie beispielsweise Entzündungen, Cholesteatomen, Tumoren, sowie von Frakturen ist die CT zu einem unverzichtbaren Hilfsmittel geworden. Sie hat die konventionelle Röntgendiagnostik des Felsenbeines nahezu vollständig abgelöst.

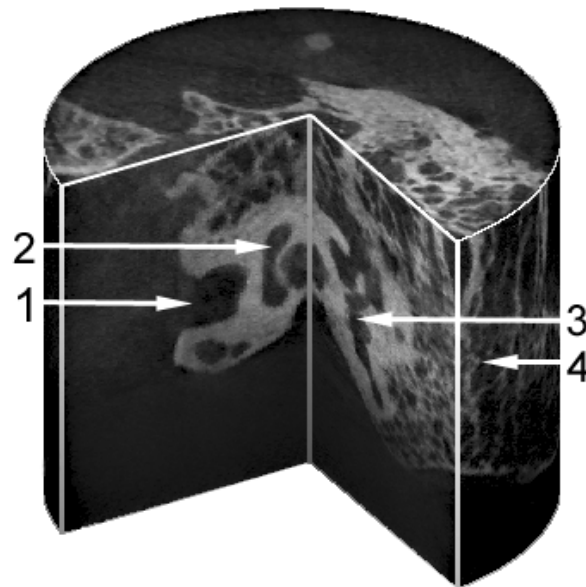
Die DVT wurde 1997 eingeführt [24]. Arai und Mitarbeiter entwickelten ein Gerät („Ortho-CT“), das den Prinzipien der DVT entsprach und als Weiterentwicklung der in der Zahnmedizin verbreiteten Panoramadiographie gesehen werden kann. Dieses wurde an über 2000 Fällen an der Nihon University School of Dentistry in Japan evaluiert. Nachdem als Fortschritt ein 4-Zoll-Bildverstärker als Detektor zum Einsatz kam, erhöhte sich die Auflösung, während sich gleichzeitig die Strahlenbelastung reduzierte. Im Jahre 2000 übernahm die Firma Morita (Kyoto, Japan) die weitere Entwicklung. Das Resultat ist das für diese Untersuchung verwendete Gerät „3D-Accu-I-Tomo“ [48, 138]. Seitdem findet die DVT maßgeblich in der Zahnmedizin ihr Einsatzgebiet. Im Laufe der letzten Jahre wurde sie aber auch zunehmend zur Diagnostik weiterer Regionen im Kopf-Hals-Bereich, insbesondere des Felsenbeines, eingesetzt.

Zum Vergleich werden im Folgenden die Prinzipien der CT und der DVT gegenübergestellt. Das Grundprinzip, welches bei der CT Anwendung findet, basiert auf einem Emitter, der Röntgenstrahlung flacher, fächerförmiger Strahlengeometrie aussendet, sowie einem diesem gegenüber liegenden Detektor. Beide zusammen rotieren 360 Grad um eine definierte Achse und durchleuchten das zu scannende Objekt. Sie erfassen dabei einen scheibenförmigen Anteil (Slice) desselben. Das Präparat bzw. der Patient wird sodann um einen definierten Raumvektor verschoben und der Vorgang wiederholt. Nach und nach entstehen am Computer die bekannten, durch verschiedene mathematische Verfahren errechneten CT-Schnittbilder. Bei der Spiral-CT ist das Scannen ein kontinuierlicher Vorgang, so dass ein Volumendatensatz erfasst wird [59].

Die DVT arbeitet im Gegensatz zur CT mit einer konusförmigen Röntgenstrahlengeometrie [49]. Wie in Abbildung 1.2.1 dargestellt, umkreist, wie bei der CT, ein sich gegenüberliegendes Emitter-Detektor-Paar ein Objekt oder einen Patienten und erfasst, anders als bei der CT, innerhalb einer Rotation ein komplettes, zylindrisches Zielvolumen (Abbildung 1.2.1, Abbildung 1.2.2). Dieses setzt sich aus isotropen Voxeln zusammen. Ein Voxel ist die kleinste, räumliche Einheit des Volumens und besitzt Länge, Breite und Höhe von jeweils 0,125 mm (isotrope Voxel: Länge = Breite = Höhe). Die genannten Kantenlängen sind Charakteristika des für diese Studie verwendeten Gerätes. Eine Software errechnet aus jenem Volumen Schnittbilder in beliebigen Schnittebenen und Winkeln. Da dieses Verfahren insbesondere für die Zahnmedizin [72, 146] entwickelt wurde, entstammt das in der schematischen Abbildung 1.2.1 beispielhaft dargestellte Objekt auch dieser anatomischen Region.



**Abbildung 1.2.1** Schema: DVT - Strahlengang, Scanvolumen, Voxel.



**Abbildung 1.2.2** Verbildlichung eines DVT-gescannten, zylindrischen Volumens, das ein Felsenbein umfasst. Der Anschaulichkeit wegen ist ein Teil „herausgeschnitten“. Sichtbar sind Teile des inneren Gehörganges (1), der Cochlea (2), der Paukenhöhle (3) und diverser Cellulae (4).

Die dreidimensionale Anatomie des Felsenbeines ist auch mit Hilfe von Schnittbildern oft nicht leicht zu verstehen [128]. Sie stellt trotz der Einführung der hochauflösenden bildgebenden Verfahren eine „Herausforderung“ [110] oder etwas „Rätselhaftes“ [125] dar. Erfahrung ist nötig um diese „Herausforderung“ zu meistern. Um einen Überblick zu geben, demonstrieren Abbildung 1.2.3 und Abbildung 1.2.4 jeweils eine Sequenz verschiedener DVT-Schnitte des Felsenbeines.

In Abbildung 1.2.3 ist eine annähernd axiale Schnittserie eines linken Felsenbeines von superior nach inferior zur Verdeutlichung der Anatomie dargestellt (Orientierung im Bild: links = medial, rechts = lateral, oben = anterior, unten = posterior). Die in Abbildung 1.2.4 dargestellte Schnittserie eines linken Felsenbeines verläuft von anterior nach posterior in annähernd frontaler Ebene (Orientierung im Bild: links = medial, rechts = lateral, oben = superior, unten = inferior). Die Schnittabstände sind derart gewählt, dass wichtige Strukturen sichtbar werden.

Legende zu Abbildung 1.2.3:

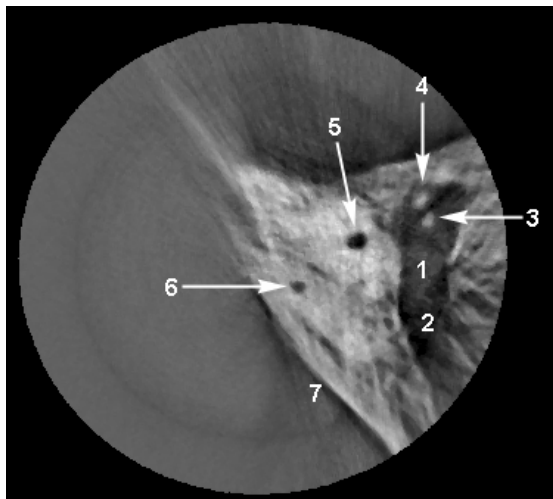
1 Epitympanon; 2 Antrum mastoideum; 3 Incus; 4 Malleus; 3&4 "Icecream Cone"; 5 Crus ant. des Canalis semicircularis sup.; 6 Crus post. des Canalis semicircularis sup.; 7 Facies post. der Pars petrosa des Os temporale; 8 Vestibulum; 9 Facies anterior partes petrosae des Os temporale; 10 Meatus acusticus int.; 11 Pars labyrinthica des Canalis facialis; 12 äußeres Fazialisknie; 13 Pars tympanica des Canalis facialis; 14 Canalis semicircularis lat.; 15 Canalis semicircularis post.; 16 Crus commune von hinterem u. oberem Bogengang; 17 Cochlea; 18 Meatus acusticus ext.; 19 Kanal des M. tensor tymp.; 20 Stapes am ovalen Fenster; 21 Pars mastoidea des Canalis N.VII; 22 Tuba auditoria; 23 Promontorium; 24 Runde-Fenster-Nische; 25 basale Windung der Cochlea; 26 Canalis caroticus

Legende zu Abbildung 1.2.4:

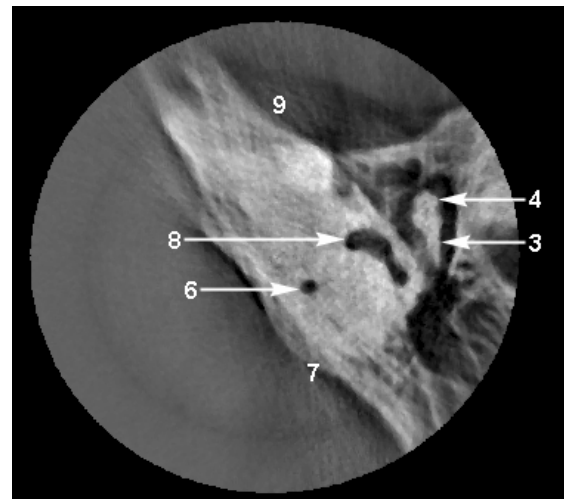
1 Kanal des Musculus tensor tympani; 2 Tuba auditoria [Eustachii]; 3 Pars ascendens des Canalis caroticus; 4 Kiefergelenkspfanne (Mandibula fehlt); 5 Meatus acusticus int.; 6 äußeres Fazialisknie; 7 Tegmen tympani; 8 Epitympanon; 9 Mesotympanon; 10 Hypotympanon; 11 Meatus acusticus ext.; 12 Cochlea; 13 Fossa cranii post.; 14 Crista transversa.; 15 Pars tympanica des Canalis facialis; 16 Caput mallei; 17 Manubrium mallei; 18 ovales Fenster; 19 Incus; 20 Stapes; 21 Vestibulum; 22 Canalis semicircularis sup.; 23 Canalis semicircularis lat.; 24 Foramen jugulare; 25 Canalis semicircularis post.; 26 Antrum mastoideum; 27 Pars mastoidea des Canalis facialis; 28 Foramen stylomastoideum

[1, 8, 20, 30, 90, 93, 109, 120, 121, 122, 123, 124]

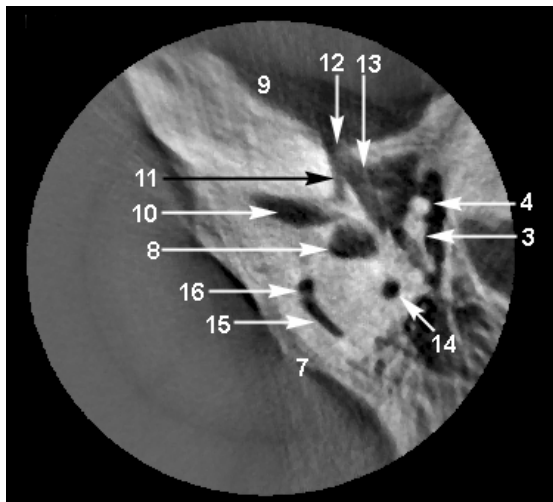




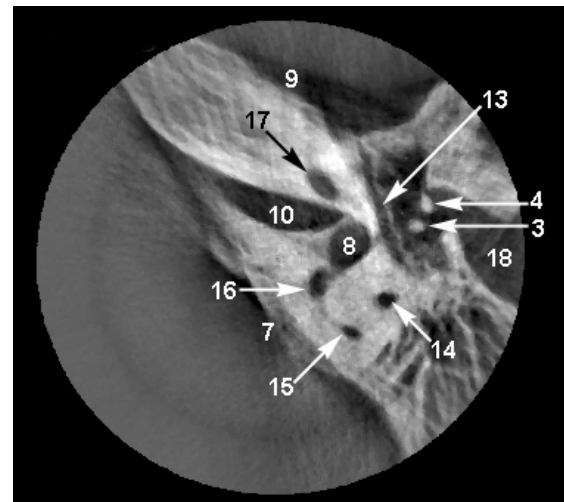
a



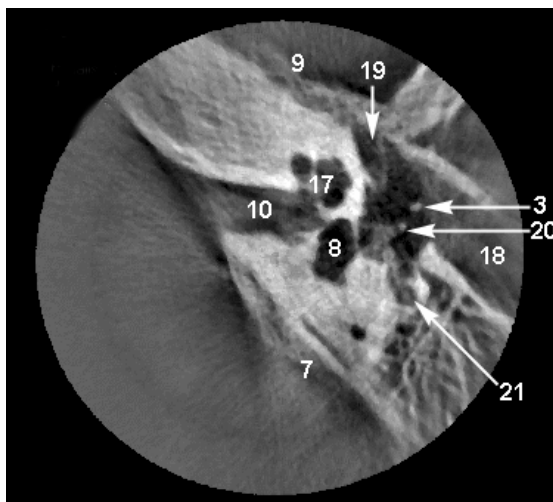
b



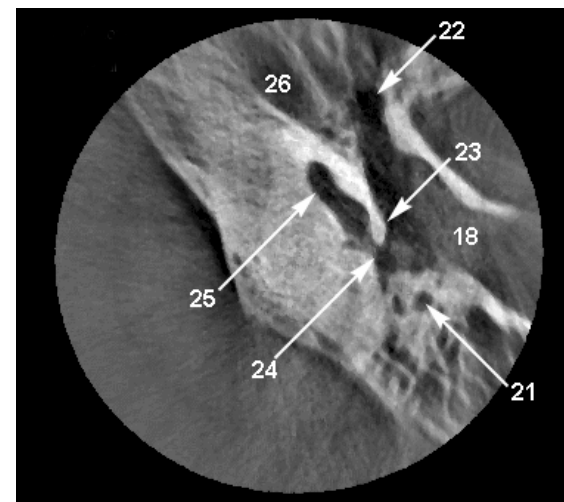
c



d

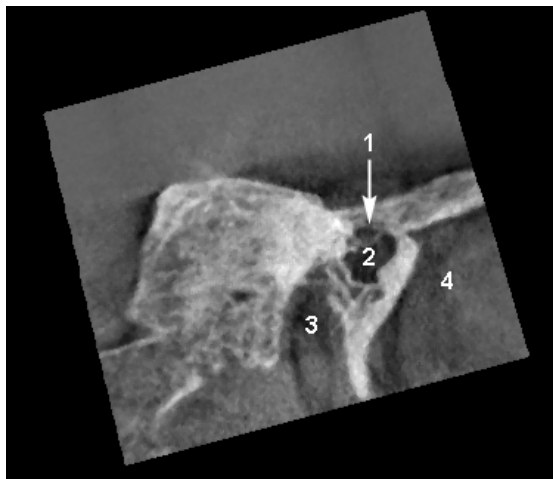


e

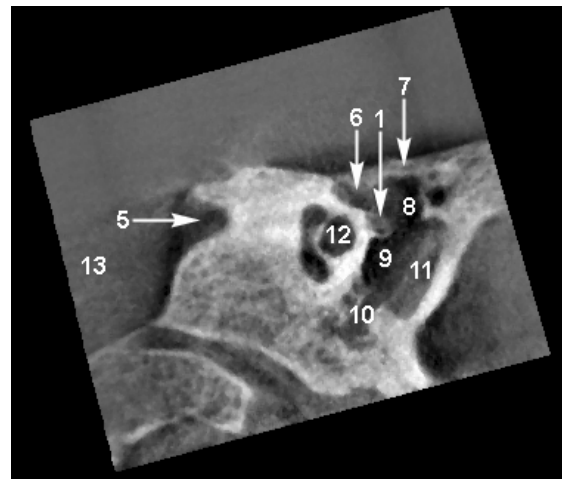


f

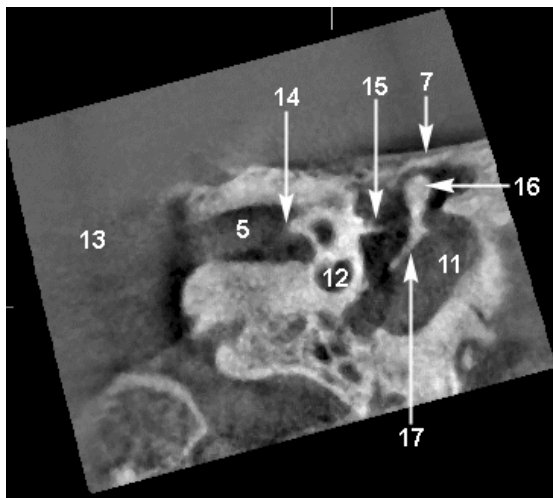
**Abbildung 1.2.3** Normale Anatomie des Felsenbeines. DVT-Schnittserie in axialer Ebene



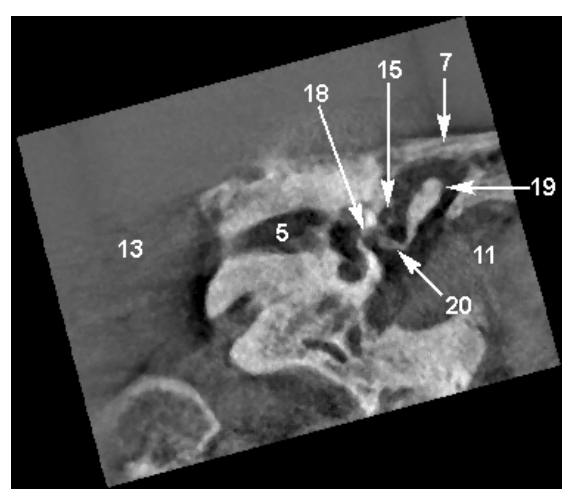
a



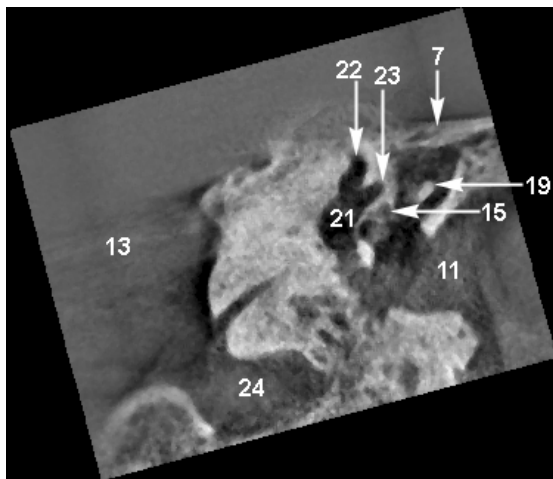
b



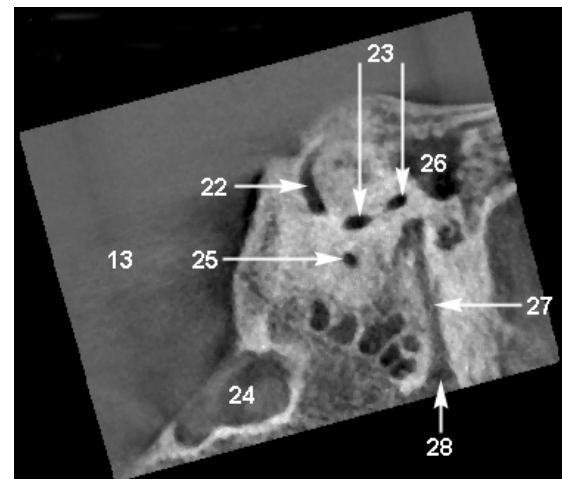
c



d



e



f

**Abbildung 1.2.4** Normale Anatomie des Felsenbeines. DVT-Schnittserie in frontaler Ebene.

### 1.3 Die Bedeutung ägyptischer Mumien und Ihre Erforschung

Mumien aus dem alten Ägypten sind aufgrund ihres guten Erhaltungszustandes Zeugen einer längst vergangenen Zeit. Es ist daher leicht nachzuvollziehen, dass Wissenschaftler diese untersuchen, um mehr über das Leben zu jener Zeit zu erfahren und um somit aus diesen Erkenntnissen auch Schlüsse für unsere Gegenwart zu ziehen.

Der Terminus „Mumie“ leitet sich vom persischen Wort „mumia“ ab und bedeutet „Bitumen“ oder „Pech“ [5] – ein Hinweis auf Substanzen, mit denen verstorbene Ägypter behandelt wurden. Mittlerweile ist der Begriff „Mumie“ erweitert gebräuchlich und bezeichnet gut erhaltene Leichen, die z.B. durch Luftabschluss im Moor oder Austrocknung durch Hitze entstanden sind. Letztere war die früheste Methode der Mumifikation in Ägypten um 5000 vor Christi Geburt. Sand, Hitze, Trockenheit und Salzgehalt der Wüste konservierten die verstorbenen Körper nach ihrer dortigen Beisetzung. Um 3600 vor Christus begann man Angehörige der Oberschichten in unterirdischen Gräbern zu bestatten. Dort verweseten die Leichname schnell. Der ägyptische Glaube forderte aber die Erhaltung des Körpers, damit die „Seele“ später in diesen zurückkehren konnte. Daher entwickelte man um 2600 vor Christus ausgefeilte Mumifikationstechniken. Die Angehörigkeit zu einer bestimmten sozialen Schicht bestimmte die Art und Qualität der Mumifizierung. Wichtigste Merkmale dabei waren Organentnahmen und die Entwässerung mit Natron. Im Anschluss an die Salbung folgten weitere Bestattungszeremonien. [31, 53, 82]

Einer der detailliertesten Berichte über den Totenkult und die diversen Arten der Mumifizierung stammt vom griechischen Historiker Herodot (5. Jh. vor Chr.):

*„(86) [...] Und also geschieht die kostbarste Art: Erst ziehen sie das Gehirn mit einem krummen Eisen durch die Nasenlöcher heraus, aber nicht alles, sondern zum Teil auch dadurch, daß sie Arzneimittel hineingießen. Sodann machen sie mit einem scharfen äthiopischen Stein einen Einschnitt in der Weiche und nehmen das ganze Eingeweide heraus. Und wenn sie dasselbe gereinigt und mit Palmwein begossen, so streuen sie alsdann zerriebene Spezereien darauf. Sodann füllen sie den Bauch an mit lauterer zerriebener Myrrhen, mit Kasia und allem übrigen Räucherwerk, nicht mit Weihrauch, und dann nähen sie ihn wieder zu. Wenn das vorbei ist, legen sie ihn in ein Natron und stellen ihn bei Seite siebenzig Tage, länger aber dürfen sie ihn nicht einlegen. Und*

*wenn die siebenzig Tage um sind, so waschen sie die Leiche und umwickeln den Leib ganz und gar mit feiner Byssosleinwand und überstreichen ihn mit Gummi. Dasselbe gebrauchen die Ägypter häufig statt des Leims. Nun holen die Angehörigen die Leiche ab und machen sich ein hölzernes Bild von Menschengestalt und thun die Leiche da hinein. Und wenn sie auf die Art eingeschlossen ist, so bewahren sie dieselben im Begräbniszimmer auf und stellen sie aufrecht an die Wand. Das ist die kostbarste Art der Leichenbereitung.*

*(87) Wer aber die zu großen Kosten scheut und die Mittelart wählt, die bereiten sie also: Sie füllen ihre Klistierspritzen mit Öl vom Zedernbaum und füllen damit den Leib der Leiche, doch so, daß sie keinen Einschnitt machen, noch den Magen herausnehmen, sondern sie bringen es vom Gesäß hinein und versperren dem Klistiere den Rückweg und dann legen sie die Leiche ein die bestimmten Tage. Und am letzten Tage lassen Sie das Zedernöl, das Sie zuvor hineingethan, wieder heraus und dasselbe hat solche Kraft, daß es Magen und Eingeweide ganz aufgelöst mit herausbringt. Das Fleisch aber löst das Natron auf und so bleibt von der Leiche nichts als Haut und Knochen. Und wenn sie dies gethan, geben sie die Leiche wieder zurück und thun nichts mehr dazu.*

*(88) Die dritte Einbalsamierung, welche minder Bemittelte anwenden, ist folgende: Sie spülen den Bauch aus mit Reinigungswasser und legen die Leiche ein, siebenzig Tage lang, und dann geben Sie dieselbe zurück zum Abholen.“ [43]*

Radiologische Mumienforschung begann sehr früh nach Entdeckung der Röntgenstrahlung im Jahre 1895 noch bevor die Radiologie als medizinisches Fachgebiet etabliert war. Schon 1896 veröffentlichte Koenig die erste radiographische Untersuchung ägyptischer Mumien unter dem Titel „14 Photographien von Roentgen-Strahlen aufgenommen im physikalischen Verein zu Frankfurt a. M.“ [11]. Zahlreiche weitere Studien von diversen Wissenschaftlern folgten. Zeitweise wurde derartiges sogar mit mobiler Röntgenausrüstung an den Ausgrabungsstätten durchgeführt [25]. Im Mittelpunkt des Interesses radiologischer Diagnostik standen zumeist die Mumifikationstechnik, Hinweise auf pathologische Prozesse sowie die Todesursache. So wurde aufgrund derartiger Untersuchungen beispielsweise spekuliert, dass der letzte Pharaos der achten Dynastie, Tutankhamen, ermordet worden sein könnte. Die Hinweise darauf wurden aber durch eine neuere Studie als Artefakte enttarnt [13]. Die Einführung der CT eröffnete neue Möglichkeiten in der Paleoradiologie. Der erste Bericht einer CT-Untersuchung ägyptischer Mumien geht auf das Jahr 1979 zurück [47]. Sie erfreut

sich seitdem großer Beliebtheit, denn sie gestattet bessere Auflösung, 3D-Rekonstruktionsmöglichkeit und bessere Einschätzung dessen, was in der Projektionsradiographie als Überlagerungsartefakt imponieren kann.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Mumien- und Schädelpräparate**

Es wurden insgesamt 40 Felsenbeine von 10 Schädeln ägyptischer Mumien und 10 Schädeln anatomischer Präparate untersucht.

Die Schädel altägyptischer Mumien wurden von der Zoologischen Sammlung der Philipps-Universität Marburg zur Verfügung gestellt. Laut Harbort [45] ist nicht bekannt, wann und auf welchem Wege sie den Weg nach Marburg fanden. Aufzeichnungen erbringen aber Hinweise, dass sie seit ca. 120 Jahren hier eingelagert sind. Ebenso vermutet Harbort, dass die Schädel früher teilweise einer anatomischen Sammlung zugehörig gewesen sein könnten. Im 18. und 19. Jahrhundert wurden viele Mumien nach Europa gebracht. Oft wurden diese dann im Rahmen eines wissenschaftlich und ethisch zweifelhaften sozialen Ereignisses ausgewickelt [31]. Dies könnte eine Möglichkeit der Herkunft sein. Eventuell wurde die Sammlung auch bewusst zu Lehrzwecken angelegt [45]. Von elf primär zur Verfügung stehenden Schädeln, wurde einer wegen eines Plasmocytoms [45] im Vorhinein nicht eingeschlossen. Tabelle 2.1.1 listet die verwendeten Präparate im Detail auf. Für diese Studie fand eine Nummerierung von 1-10 statt. Das Alter der Schädel betrug ca. 2000-5000 Jahre. Sie stammen von erwachsenen Individuen. Die Fundorte waren Abydos, Theben und Philae in Ägypten [45]. Bis auf zwei Schädel, deren Ethnie als „negrid“ bezeichnet ist, gehörten sie ethnisch zum ägyptisch mediterranen Kreis [83]. Weitere knöcherne Pathologien fanden sich laut Harbort an den Mumien 7 und 10, wobei in Mumie 7 zwei Halswirbel fusioniert waren und bei Mumie 10 eine Läsion der basalen Windung der Cochlea vorlag [45], die die Messungen aber nicht beeinträchtigte.

Die Präparate der heutigen Schädel wurden durch das Anatomische Institut der Universität Marburg (Direktor: Prof. Dr. med. E. Weihe) zur Verfügung gestellt. Dies waren zehn vollständige, knöcherne, europäische Schädel (Tabelle 2.1.2). Sie stammen wie die Mumien ebenfalls von erwachsenen Individuen. Diese wurden ebenso nach dem im Folgenden beschriebenen Verfahren gescannt und vermessen. Die Entfernung des Weichteilgewebes erfolgte durch Fäulnismazeration [96]. Bezüglich der Geschlechtsproportion glich diese Gruppe der Mumiengruppe.

Schädel- bezeichnung g	Bezeichnung des linken Felsenbeines	Bezeichnung des rechten Felsenbeines	historisches Alter (Jahre vor heute)	Geschlecht
1	A	I	2300-3500	männlich
2	B	J	~3000	männlich
3	C	K	~2000	männlich
4	D	L	2300-3300	männlich
5	E	M	2300-3000	männlich
6	F	N	~2650	männlich
7	G	O	2000-2400	männlich
8	H	P	1200-1700	männlich
9	Q	S	>5000	weiblich
10	R	T	2300-3500	weiblich

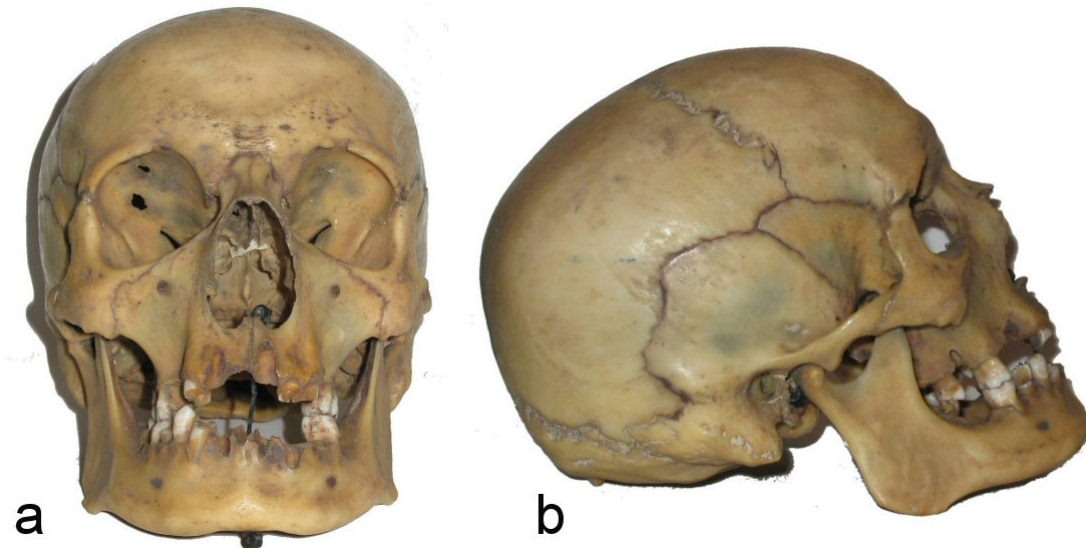
**Tabelle 2.1.1** Auflistung der untersuchten adulten Mumienpräparate [45].

Schädel- bezeichnung	Bezeichnung des linken Felsenbeines	Bezeichnung des rechten Felsenbeines	Geschlecht
1'	A'	I'	männlich
2'	B'	J'	männlich
3'	C'	K'	männlich
4'	D'	L'	männlich
5'	E'	M'	männlich
6'	F'	N'	männlich
7'	G'	O'	männlich
8'	H'	P'	männlich
9'	Q'	S'	weiblich
10'	R'	T'	weiblich

**Tabelle 2.1.2** Auflistung der untersuchten adulten, modernen Schädel.



**Abbildung 2.1.1** Ein Mumien­schädel (Nr. 3). Von rechts vorn (a). Von links (b).



**Abbildung 2.1.2** Ein Schädelpräparat von vorn (a) und von rechts (b).

## 2.2 Versuchsplan und statistische Methoden

Jedes der Felsenbeine wurde durch radiologische Beurteilung im Vorhinein auf versuchsrelevante, knöcherne Pathologien, Abnormitäten und Artefakte geprüft. In Vorversuchen wurden durch virtuelles Drehen und Rekonstruieren DVT-Schnittebenen gefunden, die die wichtigen Strukturen des Felsenbeines darstellen, deren Erzeugung anhand geometrischer Definitionen und anatomischer Landmarken exakt beschrieben werden kann und die für jedes Felsenbein reproduzierbar sein sollten. Innerhalb dieser Schnittbilder wurden 93 Messstrecken erarbeitet, die zur Vermessung der wichtigsten



Strukturen dienen sollen, gleichfalls exakt in Lage und Position zu beschreiben sind, sowie ebenfalls für jedes Felsenbein reproduzierbar sein sollten. Die Anweisungen für die Schnittbilderzeugung und die Positionierung der Messstrecken ist im Detail in Abschnitt 2.7 nachvollziehbar.

Zunächst wird der Ablauf der Vermessung und der Größenvergleiche beschrieben. Vor den Messungen wurden Hypothesen formuliert, sowie der Versuchsplan und die Auswertungsmethoden zur Überprüfung dieser Hypothesen festgelegt. Bestimmte Messstrecken in den Felsenbeinen der Mumiengruppe sollten mit jeweils gleich lokalisierten Messstrecken in der Gruppe der heutigen Schädel verglichen werden. Zur besseren Veranschaulichung des Vorgehens wird sich im Folgenden auf eine hypothetische Messstrecke X bezogen, was auf jede der oben erwähnten 93 Strecken übertragbar ist. Die Nullhypothese ( $H_0$ ) besagte, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen der Gruppe aller gemessenen Messstrecken X in den Mumienfelsenbeinen und der Gruppe aller Messstrecken X in den modernen Felsenbeinen gäbe. Die ungerichtete Alternativhypothese ( $H_1$ ) hingegen postulierte einen Unterschied.

Als nächster Schritt schloss sich die Bildgebung zur konkreten Visualisierung der Messstrecken (Abschnitt 2.7) an. Die Ebenen, in denen die interessierenden Strukturen lagen, wurden dargestellt. In seltenen Fällen stellte sich heraus, dass bestimmte Strukturen nicht darstellbar waren. Sie waren entweder nicht immer knöchern begrenzt, somit nicht röntgenologisch erfassbar, oder aufgrund des Alters oder des Mumifikationsprozesses zerstört. Auch waren sie manchmal von der Umgebung nicht abgrenzbar, weil z.B. dem Knochen Salbreste als „Mumienartefakte“ auflagen [105]. Deshalb war es in diesen seltenen Fällen nicht möglich, in jedem Felsenbein die Strecke X zu vermessen. Daher musste diese dann im Vorhinein ausgeschlossen werden. Bis zu diesem Zeitpunkt hatte noch keine Messung stattgefunden. Diese erfolgte anschließend. Es wurden 93 verschiedene Distanzen pro Felsenbein, sofern darstellbar, vermessen. Zur Reduktion des zufälligen Fehlers, wurden die Messungen in einer zweiten Messrunde wiederholt. Insgesamt wurden über 7000 Rohmesswerte gewonnen. Aus den Rohmesswerten der zwei Messrunden gebildete Mittelwerte wurden zur statistischen Auswertung verwendet.

Die Ergebnisse wurden deskriptiv dargestellt (Median ( $\tilde{x}$ ), arithmetischem Mittel ( $\bar{x}$ ), Standardabweichung (s), Minimalwert (xmin), Maximalwert (xmax) und Streubreite (R)). Die Vergleiche (aller Messstrecken XMumien mit allen Messstrecken Xheutige Felsenbeine) wurden mit Hilfe des U-Testes für unverbundene Stichproben nach Mann-Whitney durchgeführt. Dabei wurde der exakte Test verwendet [12]. Der Test wurde zweiseitig durchgeführt, da die Alternativhypothese ( $\Delta \neq 0$ ,  $\Delta$  ist der Verschiebungsparameter der zu vergleichenden Verteilungen) ungerichtet war. Als Irrtumswahrscheinlichkeit wurde  $\alpha = 0,05$  gewählt. P-Werte wurden errechnet, wobei  $p < 0,05$  bedeutete, dass die Nullhypothese ( $\Delta = 0$ ) verworfen werden konnte. Alle statistischen Berechnungen erfolgten mit der Software „SPSS 11.0 für MS Windows“ (SPSS Inc.). Da 93 Strecken pro Felsenbein in zwei Gruppen vermessen wurden, wurden somit bei 93 separaten Fragestellungen auch separate 93 U-Tests durchgeführt. Nur beschrieben wurde die Lage der Gehörknöchelchen in den Mumienfelsenbeinen, nachdem sie, sofern auffindbar, dargestellt waren (Abschnitt 2.8).

### **2.3 DVT – Spezifikationen und Aufnahmetechnik**

Sämtliche zu untersuchenden Felsenbeine wurden mittels des DVT-Gerätes gescannt und visualisiert. Hierbei handelte es sich um den 3D Accu-I-Tomo XYZ Slice View Tomographen, Modell MCT-1 (J. Morita MFG Corporation, Kyoto, Japan) (Abbildung 2.3.1). Das durch erfasste Zielgebiet war von zylindrischer Form (Höhe = 30 mm, Durchmesser = 40 mm). Die effektive Aufnahmezeit betrug ca. 17,5 Sekunden. Alle Präparate wurden mit einer Strahlung gescannt, die durch eine Beschleunigungsspannung von 70kV und einer Stromstärke von 4mA erzeugt und durch eine 3,1mm starke Aluminiumschicht gefiltert wurde. Der Strahlendetektor am Gerät war ein 4 Zoll Bildverstärker. Innerhalb der genannten Expositionszeit erstellte das Gerät jeweils 510 Frames mit einer Größe von 240 \* 320 Pixeln. Diese Daten wurden an die dazugehörig angeschlossene Workstation (PC, Pentium IV Prozessor, 2,3 GHz, MS Windows 2000) übermittelt. Dort wurde das Volumen durch die Software 3DX (IIS Integrated, Version 1.55, J. Morita MFG Corporation, Kyoto, Japan) rekonstruiert. Das visualisierte Volumen bestand aus isotropen Voxeln (Kantenlänge = 0,125 mm). Für die Schnittbildrekonstruktion wurde ein Schichtabstand von 0,125 mm gewählt. Ihre Auflösung betrug 0,125mm pro Pixel (Abbildung 1.2.1). Die Darstellung erfolgte auf einem Röhrenmonitor bei einer Auflösung von 1024 \* 768 Pixeln. Die

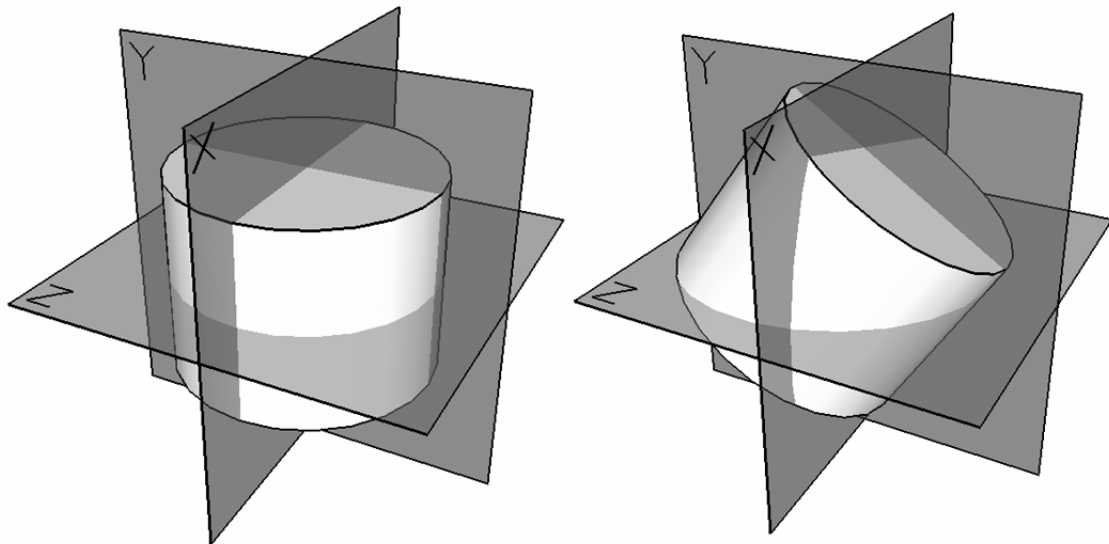
Vorschriften bezüglich des Arbeitens mit Röntgenstrahlung (Röntgenverordnung) wurden beachtet.



**Abbildung 2.3.1** Ein Mumien­schädel im DVT.

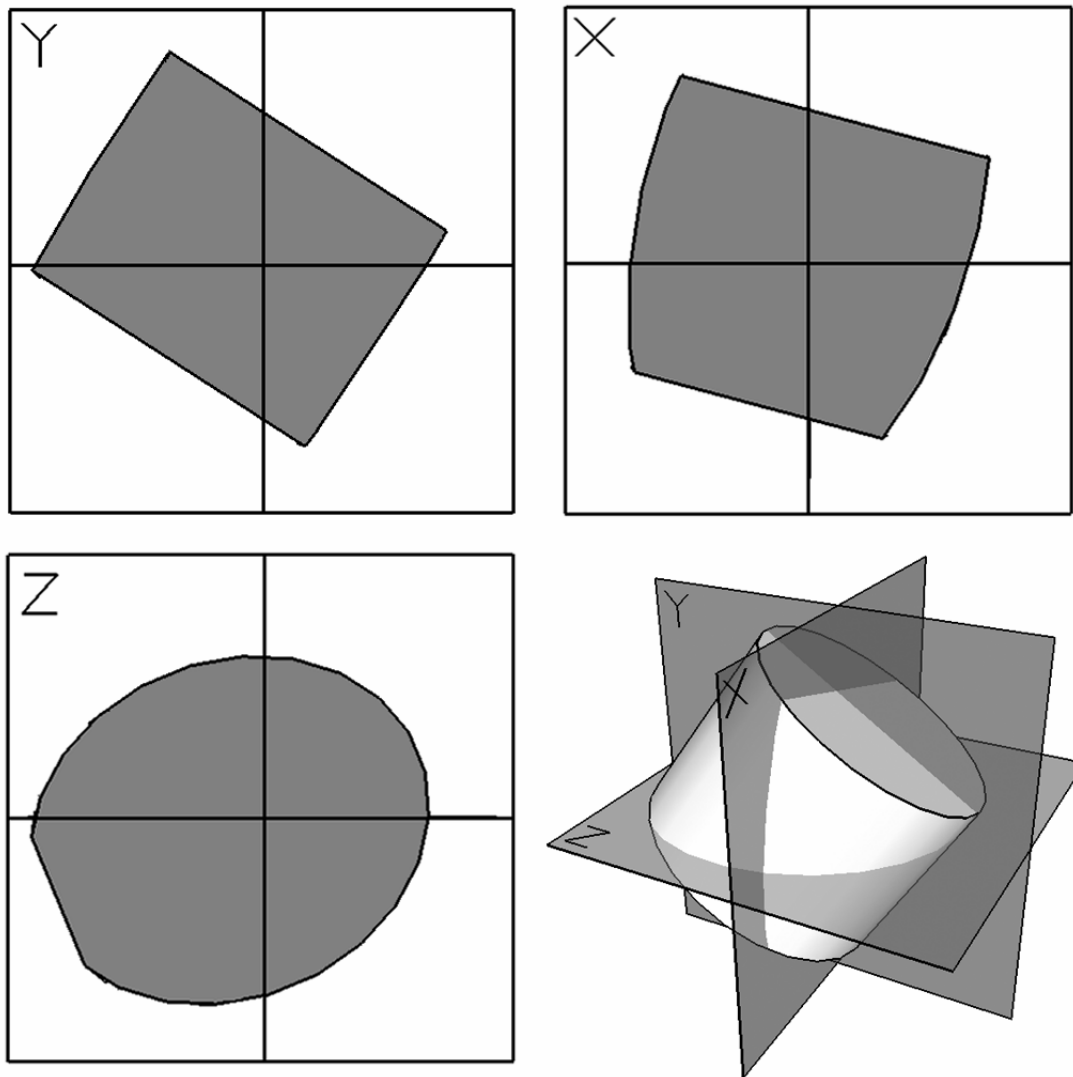
## **2.4 Darstellung, Ebenenbezeichnung, Datentransfer, Analysesoftware**

Es wurden Schnitte in drei Ebenen durch das zylindrische Volumen, das die Felsenbeinstrukturen umfasste, mit der 3DX-Software dargestellt. Die Schnittebenen werden im Folgenden nicht mit „axial“, „sagittal“ oder „coronar“ bezeichnet, da durch die Möglichkeit der Rotation des Volumendatensatzes im Raum neue Schnitte zu Stande kamen, die man als „modifiziert“ coronar, axial oder sagittal bezeichnen könnte. Im Extremfall ist es möglich, ein Felsenbein nachträglich dermaßen virtuell zu drehen, dass z.B. in der Sagittalebene Schnittbilder entstünden wie normalerweise in der Coronarebene. Es bestand daher die Notwendigkeit eine allgemeinere Bezeichnungsweise einzuführen: Daher gilt, dass, bei in Abbildung 2.3.1 dargestellter Scanposition des Schädels, die Schnittebene, die vor Rotation annähernd sagittal lag nun als X-Ebene bezeichnet wird. Die Y-Ebene ist die, die ohne Rotation annähernd frontal lag, die Z-Ebene stellt die Ebene dar, in der vor Rotation annähernde Axialschnitte abgebildet worden wären (Abbildung 2.4.1, Abbildung 2.4.2).



**Abbildung 2.4.1** Schnittebenen und zu schneidendes zylindrisches Volumen (links Ausgangsposition, rechts Zustand nach willkürlicher Rotation des Zylinders).

Die nachfolgende Abbildung 2.4.2 zeigt, dass die drei Schnittebenen gleichzeitig dargestellt und die zur jeweiligen Ebene orthogonalen Ebenen durch Linien repräsentiert wurden. Diese konnten verschoben und somit andere Schichten gewählt werden. Die Rotationen und Schnitte wurden durchgeführt, wie es die jeweiligen Messungen erforderten (Abschnitt 2.7).



**Abbildung 2.4.2** Darstellung der Schnittebenen (X, Y, und Z) in 3DX. Das Volumen wird in drei orthogonal zueinander stehenden Ebenen gleichzeitig dargestellt. Innerhalb einer Ebene repräsentieren Hilfslinien die Positionen der anderen zwei Ebenen.

Es wurde stets eine Schichtdicke und ein Schichtintervall von 0,125 mm verwendet. Die anschließend zur Vermessung verwendeten Schnittbilder wurden im Bitmapformat (8 Bit Graustufen) gespeichert. Zusätzlich wurden Bilder der dieser Schnittbildebene benachbarten, parallelen Ebenen (0,125mm in beide Richtungen parallel verschoben) gespeichert und in einigen Fällen zur Messung mit herangezogen. Diese Dateien wurden per Speicherstick auf einen anderen Rechner (AMD Athlon XP 1800+, MS Windows XP, 15“ TFT Bildschirm, Auflösung 1024\*768 Pixel) transferiert, auf dem die eigentliche Vermessung stattfand. Die Vermessungen der relevanten, auf den Bildern dargestellten Strukturen wurden mit der wissenschaftlichen

Bildanalysesoftware „ImageJ“ Version 1.32j (National Institute of Health, USA) durchgeführt. Die Messskalierung betrug 0.125 mm pro Pixel. Die Bilder wurden stets zweifach vergrößert betrachtet, bearbeitet und vermessen.

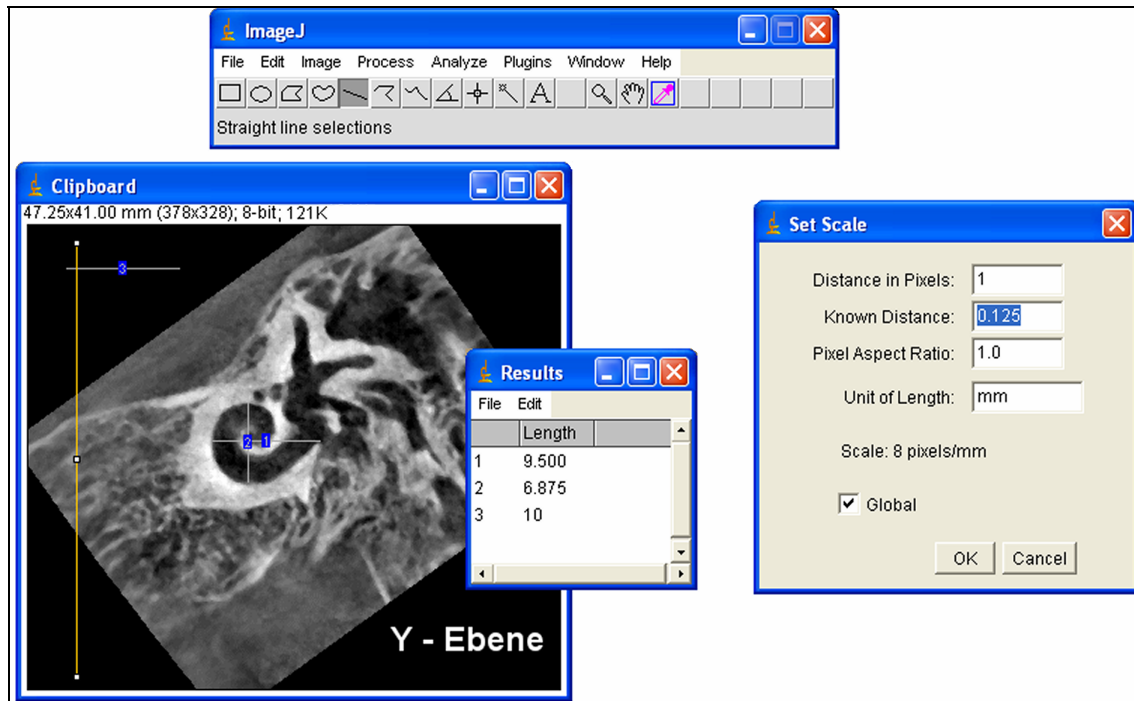
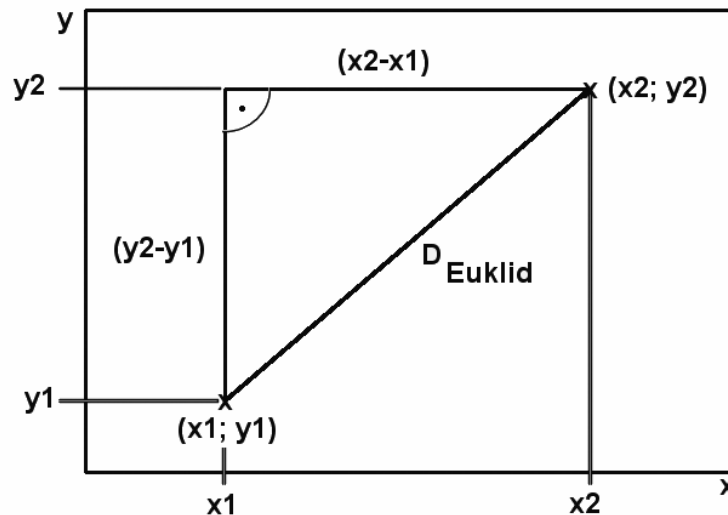


Abbildung 2.4.3 Die Vermessungssoftware ImageJ

## 2.5 Vermessungsgrundlagen: Geometrie

Die mathematische Grundlage der Vermessung bildete die Euklid'sche Geometrie. Diesbezüglich wird auf die „Hypermedia Image Processing Reference“ verwiesen [37]. Demnach ergibt sich die Distanz zwischen zwei Pixeln einer flachen Ebene aus folgender Formel (Satz des Pythagoras), die in Abbildung 2.5.1 graphisch erläutert wird:

$$D_{Euklid} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$



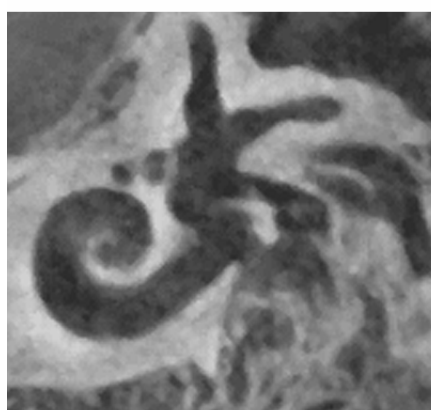
**Abbildung 2.5.1** Graphische Erläuterung der Distanzermittlung

## 2.6 Vermessungsgrundlagen: Kontrast

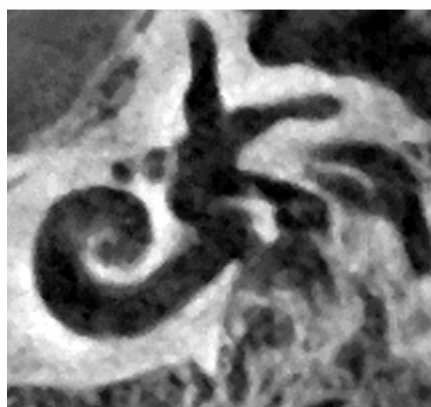
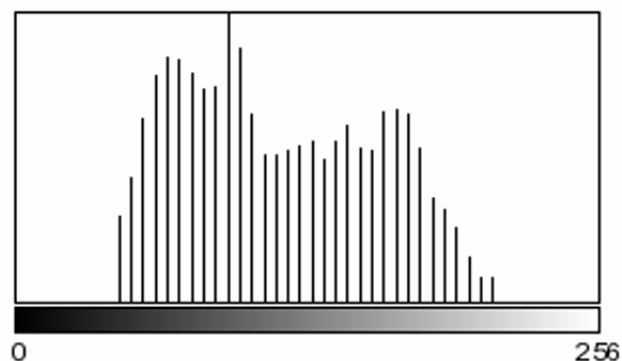
Da die Messstrecken subjektiv an den Knochen-Luft- oder Knochen-Weichteil-Grenzen (Hell-Dunkel-Übergänge) angelegt wurden, sollten die Schnittbilder ihres Kontrastes bezüglich standardisiert werden. Hierzu wurde das Verfahren der Kontrastnormalisierung angewandt. Das Grundprinzip des Verfahrens besteht in der Streckung des Graustufenhistogrammes (Häufigkeitsverteilung der 256 Graustufen der Pixel des Bildes), so dass die volle Graustufenbandbreite ausgenutzt wird. Strukturelle Veränderungen des Bildes finden dabei nicht statt. Folgende Formel bildet die mathematische Grundlage der Normalisierungsprozedur:

$$P_{out} = (P_{in} - c) \cdot \frac{b - a}{d - c} + a$$

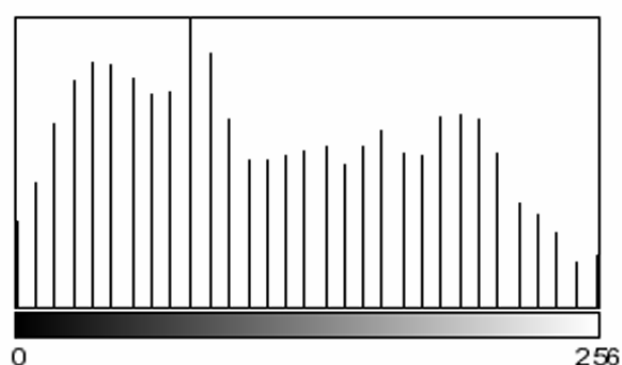
Hierbei gilt:  $P_{out}$  = errechneter „normalisierter“ Grauwert eines Pixels.  $P_{in}$  = anfänglicher Grauwert des jeweiligen Pixels.  $a$ ,  $b$  = Grenzen der neuen Graustufenbandbreite (0 und 256).  $c$ ,  $d$  = Grenzen des momentanen Graustufenspektrums. Ein Beispiel der Anwendung dieser Prozedur gibt Abbildung 2.6.1 wieder.



Vor der Normalisierungsprozedur:



Nach der Normalisierungsprozedur:



**Abbildung 2.6.1** Beispielhafte Schnittbilder und deren Graustufenhistogramme der Schnittbilder vor (oben) und nach (unten) deren Kontrastnormalisierung.

## 2.7 Spezifikation der Vermessungen: Schnittbilderstellung und Positionierung der Messstrecken

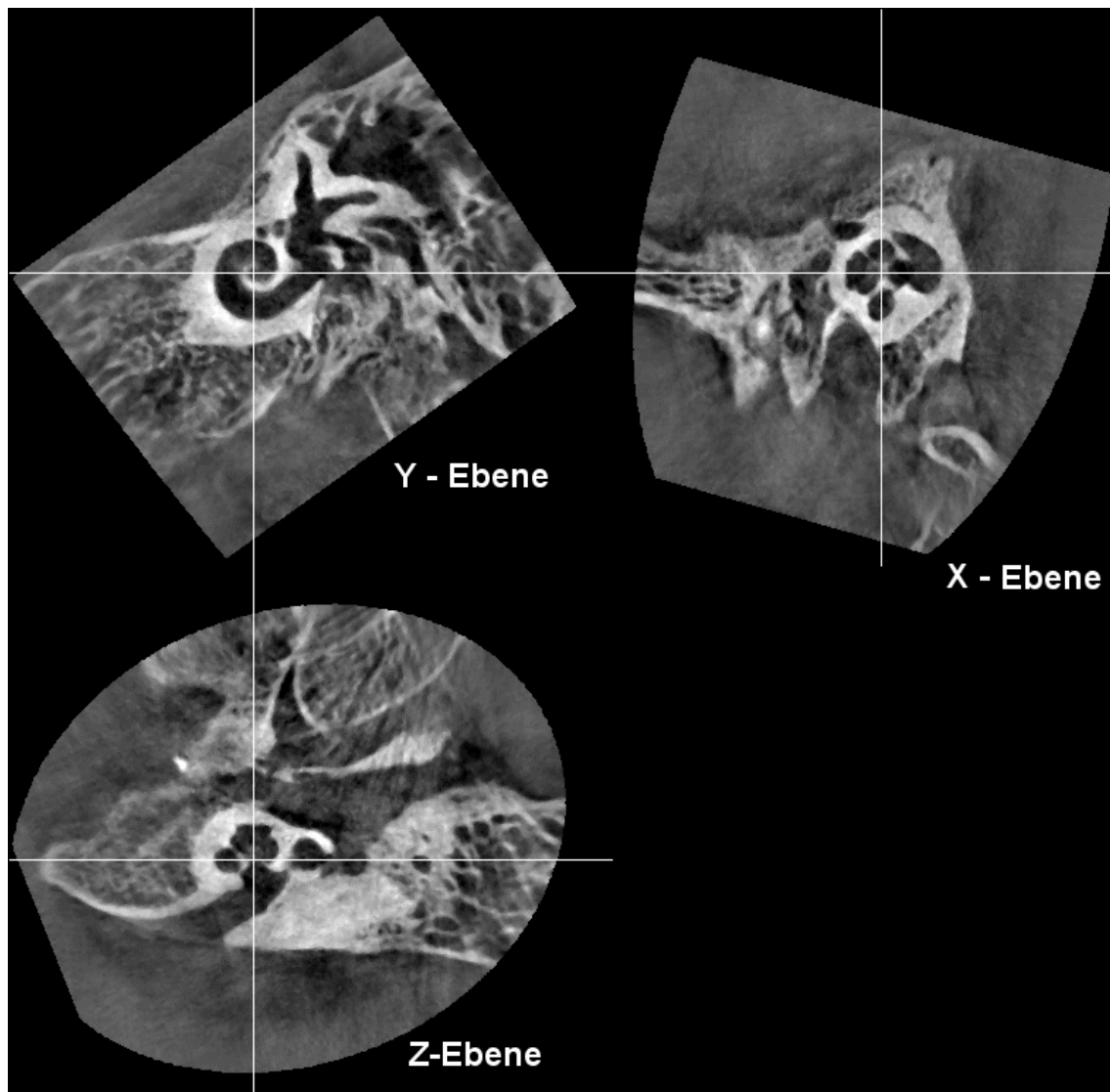
In den folgenden Abschnitten wird beschrieben, wie die einzelnen Messstrecken dargestellt wurden. Da sich die Definitionen für die anatomischen Standardebenen insbesondere am Verlauf der Stirn [96] oder an der Lage der Orbito-Meatal-Linie [26] orientieren, aber als Volumendatensatz nur noch das Felsenbein zur Verfügung stand, war diese Art von Ebenenstandardisierung für Messungen nicht zu verwenden, da diese Bezugspunkte nicht Teil des Os temporale sind und somit nicht darstellbar waren. Folglich mussten neue reproduzierbare Rotationspositionen für die jeweiligen Messungen im Sinne der Vergleichbarkeit der Daten anhand von im Felsenbein selbst liegenden Landmarken erstellt werden. Es wird jeweils zuerst erläutert, wie die Felsenbeine virtuell rotiert, ferner wo und wie die Schnittebenen durch diese



hindurchgelegt wurden. Jene werden durch beispielhafte DVT – Bilder veranschaulicht, in welche die Schnittebenen repräsentierende Hilfslinien eingezeichnet wurden. Folgend werden die einzelnen Messstrecken im Detail spezifiziert. Jene Strecken veranschaulichende Schemazeichnungen entsprechen den zugehörigen, jeweils zuvor dargestellten DVT-Schnittbildern. Dargestellt wird immer beispielhaft eine Seite. Für die kontralaterale Seite gelten spiegelbildliche Verhältnisse. Die Messstreckennummerierung gleicht der in den Abbildungen angegebenen. Aus darstellungstechnischen Gründen war es nicht möglich, die Messstrecken immer fortlaufend bezüglich ihrer Nummerierung abzubilden. Beschreibungen der Streckenausrichtung wie z.B. „horizontal“, „waagerecht“, „vertikal“, „senkrecht“ beziehen sich auf das Koordinatensystem des Schnittbildes, was durch eine exakte Standardisierung der Drehung des Scanvolumens und der Schnitte möglich wurde.

### **2.7.1 Messstrecken 1-6: Cochlea**

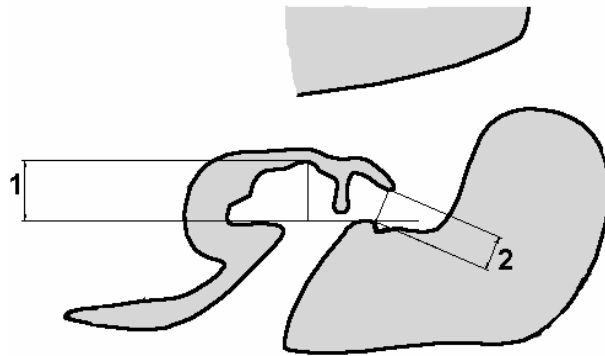
Zur Standardisierung wurden alle Cochleae wie folgt eingestellt: In der Z-Ansicht dienten die Wände der basalen Windung als Orientierung. Selbige wurden parallel zur Y-Ebene gedreht. Auch innerhalb der X-Ebenen-Ansicht wurde diese Windung in die Y-Ebene gedreht, so dass sich der Modiolus senkrecht zur Y-Ebene ausrichtete. Weiterhin wurde in der Y-Ebenen-Ansicht eine Verbindungshilfsline zwischen rundem Fenster und Modiolus definiert. Die anschließende Drehung in der Y-Ebene brachte diese beiden Orientierungspunkte gleichzeitig in eine Parallele zur Z-Ebene. Das gewünschte Z-Ebenen-Schnittbild entstand durch einen zu dieser Ebene raumparallelen Schnitt entlang der oben genannten Hilfslinie. Die X-Ebenen-Darstellung war als Schnitt durch den Modiolus definiert (Modiolusöffnung zum Meatus acusticus internus in größter Ausdehnung sichtbar). Die betrachtete Y-Ebene schnitt mittig die basale Cochleawindung parallel zum Verlauf derselben. Somit konnte eine exakt definierte, sich an der Cochlea orientierende Raumposition eingestellt werden (Abbildung 2.7.1).



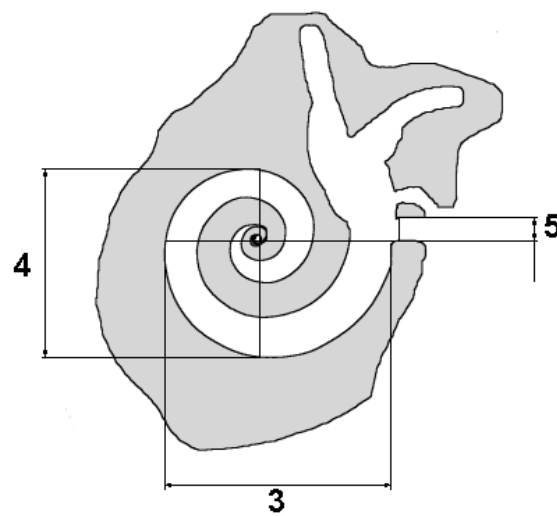
**Abbildung 2.7.1** Schnittebenenendarstellung zwecks Vermessungen im Bereich der Cochlea. Beispiel hier: Cochlea des Schädels 8', links (= Fb. H').

Nr.	Ebene	Beschreibung.	Abbildung
1	Z	Modioluslänge. Größte vertikale Distanz zwischen Apex cochleae und einer horizontalen Hilfslinie, die die Öffnung zum Meatus acusticus int. überbrückt.	Abbildung 2.7.2
2	Z	Größe des Einganges der Runden-Fenster-Nische	Abbildung 2.7.2
3	Y	Größter horizontaler Durchmesser der Cochlea. Messung führt durch den Modiolus.	Abbildung 2.7.3
4	Y	Größter vertikaler Durchmesser der Cochlea. Messung führt durch den Modiolus.	Abbildung 2.7.3
5	Y	Größe der Nische des runden Fensters	Abbildung 2.7.3
6	X	Modioluslänge. Verfahren analog Messstrecke Nr. 1.	Abbildung 2.7.4

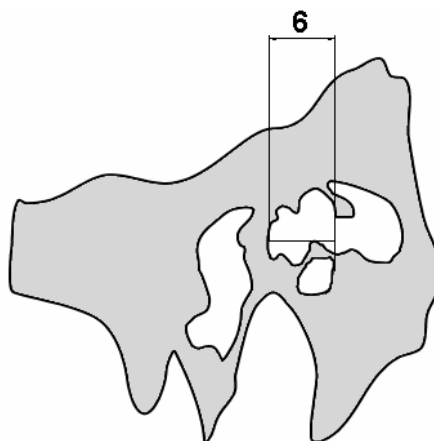
**Tabelle 2.7.1** Messstrecken 1-6. Cochlea. Detaillierte Beschreibung.



**Abbildung 2.7.2** Vermessung im Bereich der Cochlea. Z-Ebene. Schema: Messstrecken.



**Abbildung 2.7.3** Vermessung im Bereich der Cochlea. Y-Ebene. Schema: Messstrecken.



**Abbildung 2.7.4** Vermessung im Bereich der Cochlea. X-Ebene. Schema: Messstrecken.

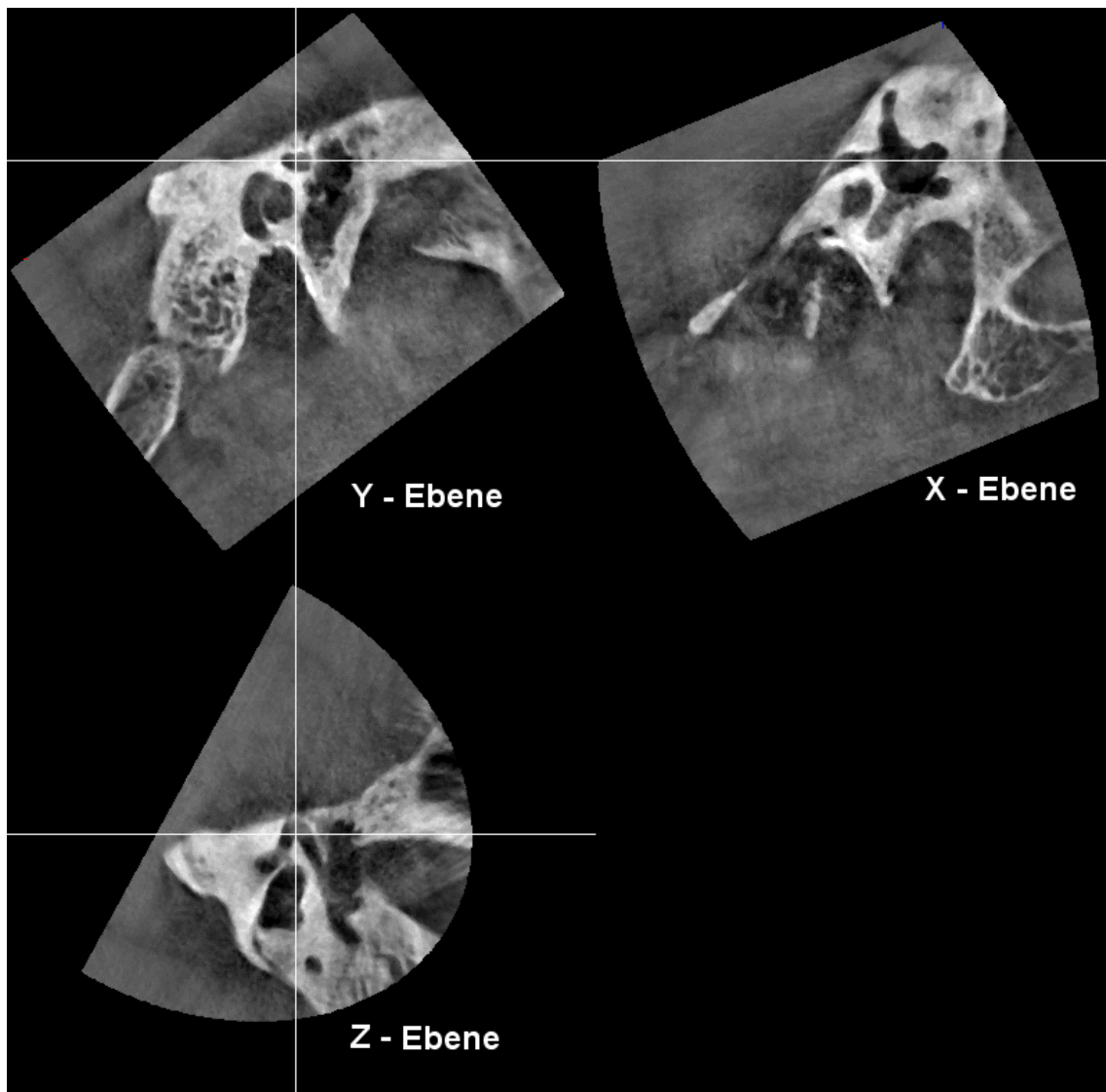
### 2.7.2 Messstrecken 7-14: Canalis facialis (Bereich des Genu)

Die Rotationen für die Vermessungen im Bereich des äußeren Knies des Fazialiskanales, und die nachfolgend erläuterten Vermessungen im Bereich des äußeren Gehörganges und der Paukenhöhle waren ähnlich. Folgende, zu Abbildung 2.7.5 führende Rotationsanweisung diente zur Erstellung einer Ausgangsposition. Die Landmarken für die Drehungen orientierten sich hier am Meatus acusticus int. Die posterolaterale Meatuswand weist im annähernden Axialschnitt einen relativ geraden Verlauf auf. Diese Wand (bei Unregelmäßigkeit eine Tangente an diese) wurde in der Z-Ebenen-Ansicht parallel zur Y-Schnittebene gedreht. In der Y- und X-Ebenen-Ansicht diente der Meatusboden oder eine tangentielle Hilfslinie als Orientierung und wurde parallel zur Z-Ebene rotiert. (Abbildung 2.7.5.)



**Abbildung 2.7.5** Darstellung der Ausgangsposition für die Messungen im Bereich des Fazialisknies, des Meatus acusticus int. und der Paukenhöhle. (Bsp. hier: Fb. H')

Um von dieser Position zur entgültigen Rotationsposition für die Fazialisknievermessungen zu gelangen, wurde in der Y-Ebene der Schnitt durch das Knie aufgesucht und dessen längere Achse in eine Z-Ebenen-Parallele rotiert. In der X-Ebenen-Ansicht wurde ebenfalls so verfahren. Die Y-Ebene selbst blieb parallel zur posterolateralen Wand des Meatus acusticus int. Die Schnittbilder, in denen vermessen wurde, entstanden dadurch, dass in der Y- und X-Ebenen-Ansicht der Schnitt der Z-Ebene so gewählt wurde, dass er mittig durch das Fazialisknie verlief. Somit war in der Z-Ebenen-Ansicht das Knie komplett einsehbar. Der Y-Ebenen-Schnitt wurde innerhalb der Z-Ebenen-Ansicht gewählt und verlief durch die knöcherne Spitze der Crista geniculata. Y- und Z-Ebene wurden zur Vermessung verwendet (Abbildung 2.7.6).

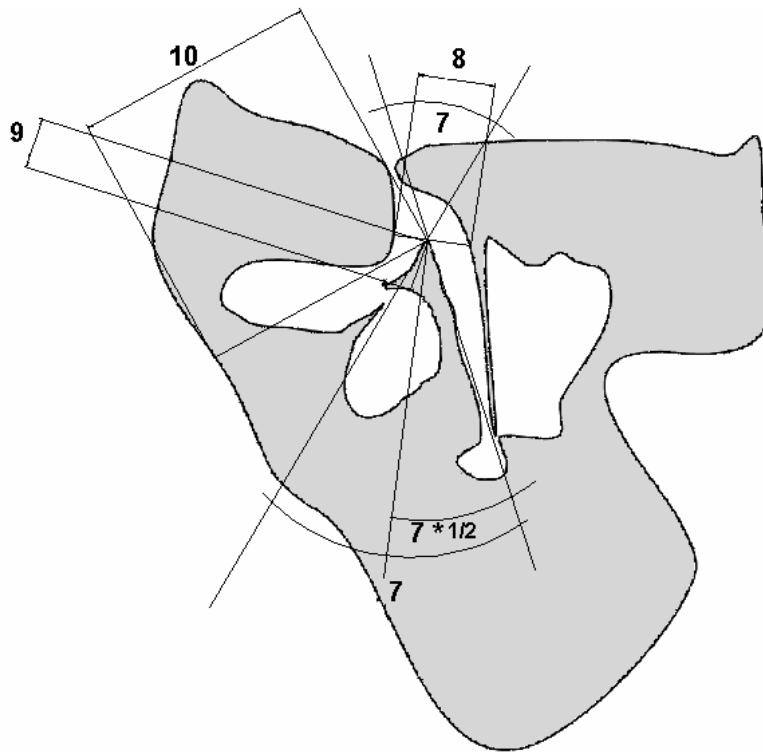


**Abbildung 2.7.6** Darstellung des äußeren Fazialisknies zur Vermessung. Beispiel hier: linkes Felsenbein von Schädel 10' (= Fb. R').

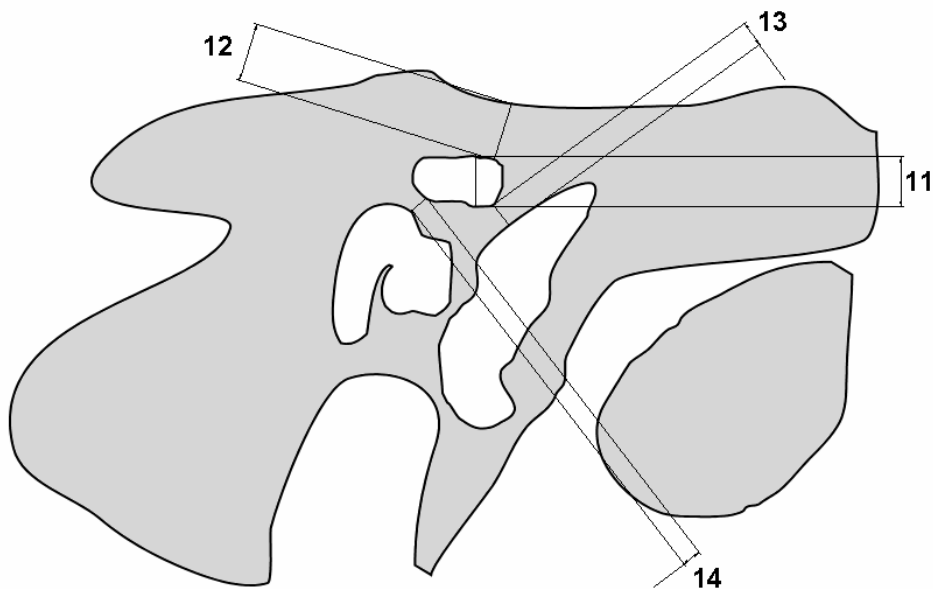
Vermessungen fanden in der Y- und in der Z-Ebene statt. In der X-Ebene ließen sich keine zweckmäßigen, zuverlässigen Markerpunkte finden.

<b>Nr.</b>	<b>Ebene</b>	<b>Beschreibung.</b>	<b>Abbildung</b>
<b>7</b>	Z	Winkel des Fazialisknies. Die Schenkel sind an der Crista geniculata angelegt.	Abbildung 2.7.7
<b>8</b>	Z	Breite des Knies. Messlinie berührt die knöcherne Spitze der Crista geniculata und steht senkrecht zur Winkelhalbierenden von Messmarke Nr. 7.	Abbildung 2.7.7
<b>9</b>	Z	Kleinster Abstand der Crista geniculata zum Vestibulum.	Abbildung 2.7.7
<b>10</b>	Z	Kleinster Abstand der Crista geniculata zur Facies posterior des Felsenbeines.	Abbildung 2.7.7
<b>11</b>	Y	Größte vertikale Höhe des Facialiskanales im Kniebereich.	Abbildung 2.7.8
<b>12</b>	Y	Kleinste Distanz des Facialiskanales zur Facies anterior.	Abbildung 2.7.8
<b>13</b>	Y	Kleinste Distanz des Facialiskanales zum Cavum tympani.	Abbildung 2.7.8
<b>14</b>	Y	Kleinste Distanz des Facialiskanales zum Cochlealumen.	Abbildung 2.7.8

**Tabelle 2.7.2** Messstrecken 7-14. Canalis facialis im Bereich des äußeren Facialisknies. Detaillierte Beschreibung.



**Abbildung 2.7.7** Schema zu Vermessungen im Bereich des Knochenkanals am äußeren Knie des N. Facialis. Z-Ebene. Beispielhaft für die linke Seite.



**Abbildung 2.7.8** Schema zu Vermessungen im Bereich des Knochenkanals am äußeren Knie des N. facialis. Y-Ebene. Beispielhaft für die linke Seite.

### 2.7.3 Messstrecken 15-32: Meatus acusticus internus

Die Felsenbein-Raumposition, die für folgende Schnittbilderzeugung von Bedeutung war, wurde im Abschnitt 2.7.2 erläutert. Es handelt sich um die dort als „Ausgangsposition“ betitelte Rotationsstellung, die in Abbildung 2.7.5 nachvollziehbar ist. Auch sind die Schnittbilder in jener Abbildung die für die folgend dargestellten Vermessungen relevanten. Sie entstanden in der Z-Ebene dadurch, dass diese unterhalb der Crista transversa am Fundus des inneren Gehörganges, auf der Höhe, in der die Öffnungen der Cochlea und des Vestibulums gleichzeitig darstellbar waren, angelegt war. Die Y-Ebene stellte einen Schnitt dar, der mittig durch die Crista transversa verlief, so dass hier keine Austritts- oder Eintrittsöffnungen aus oder zum Meatus angeschnitten wurden. Die X-Ebene wurde nicht zu Vermessungen herangezogen.

Nr.	Ebene	Beschreibung.	Abbildung
15	Y	Höhe des Porus acusticus int. Die Strecke ist definiert durch die Berührungspunkte einer Tangente an die obere und untere Poruslippe.	Abbildung 2.7.9
16	Y	Senkrechte Distanz zwischen der Spitze der Crista transversa und Meatusboden	Abbildung 2.7.10
17	Y	Senkrechte Distanz zwischen der Spitze der Crista transversa und Meatusboden	Abbildung 2.7.10
18	Y	Meatuslänge. Horizontale Distanz zwischen Crista-transversa-Spitze und Messmarke 15 als Hilfslinie.	Abbildung 2.7.9
19	Y	Meatushöhe. Senkrecht ermittelt. Schneidet den Mittelpunkt der Messmarke 18.	Abbildung 2.7.9
20	Y	Meatushöhe, kleinste. Senkrecht.	Abbildung 2.7.9
21	Y	Meatushöhe, größte. Senkrecht.	Abbildung 2.7.9
22	Y	Meatuslänge. Größte horizontale Distanz zwischen Messmarke 15 als Hilfslinie und der oberen Fundusaussackung.	Abbildung 2.7.10
23	Y	Meatuslänge. Größte horizontale Distanz zwischen Messmarke 15 als Hilfslinie und der oberen Fundusaussackung.	Abbildung 2.7.10
24	Z	Porus acusticus int. (Breite). Strecke definiert durch die Berührungspunkte einer Tangente an die mediale und laterale Porusgrenze.	Abbildung 2.7.11

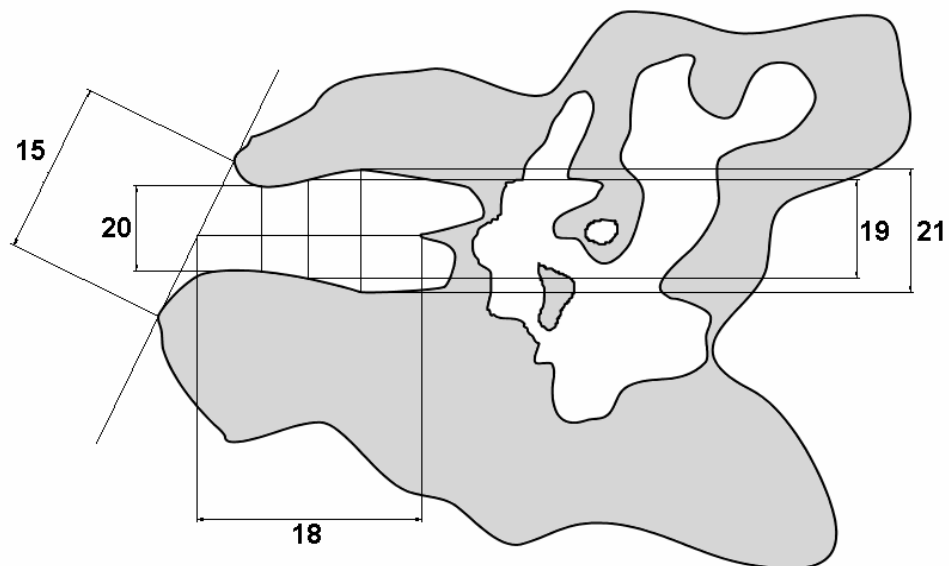
**Tabelle 2.7.3** wird auf der nächsten Seite fortgeführt.



**Fortsetzung von Tabelle 2.7.3:**

<b>Nr.</b>	<b>Ebene</b>	<b>Beschreibung.</b>	<b>Abbildung</b>
<b>25</b>	Z	Meatusbreite: Senkrechte Distanz von vom anteromedialen Rand der Öffnung des Meatus zur Cochlea bis zur gegenüberliegenden posterolateralen Meatuswand.	Abbildung 2.7.11
<b>26</b>	Z	Meatusbreite: Senkrechte Distanz von der lateralen Porusbegrenzung bis zur gegenüberliegenden Meatuswand.	Abbildung 2.7.11
<b>27</b>	Z	Meatuswandlänge (posterolat.): Messstrecke liegt auf einer Tangente an die posterolaterale Meatuswand. Begrenzt durch die Schnittpunkte dieser mit Messmarke 24 und der Öffnung des Meatus zum Vestibulum.	Abbildung 2.7.12
<b>28</b>	Z	Meatuswandlänge (anteromed.): Messstrecke liegt auf einer Tangente an die anteromediale Meatuswand. Begrenzt durch die Schnittpunkte dieser mit Messmarke 24 und 25.	Abbildung 2.7.12
<b>29</b>	Z	Meatuslänge: Distanz zwischen Fundus und Messmarke 24. Messstrecke 29 schneidet die Mittelpunkte von Strecke 25 und 26, so dass sie annähernd wie die Meatusachse ausgerichtet ist.	Abbildung 2.7.12
<b>30</b>	Y	Meatusdach: Senkrecht. Geringste Stärke. Nicht im Bereich der Poruslippe zu vermessen.	Abbildung 2.7.10
<b>31</b>	Y	Meatusdach: Senkrecht. Größte Stärke.	Abbildung 2.7.10
<b>32</b>	Z	Winkel zwischen posterolateraler Meatuswand und Facies posterior der Pars petrosa.	Abbildung 2.7.11

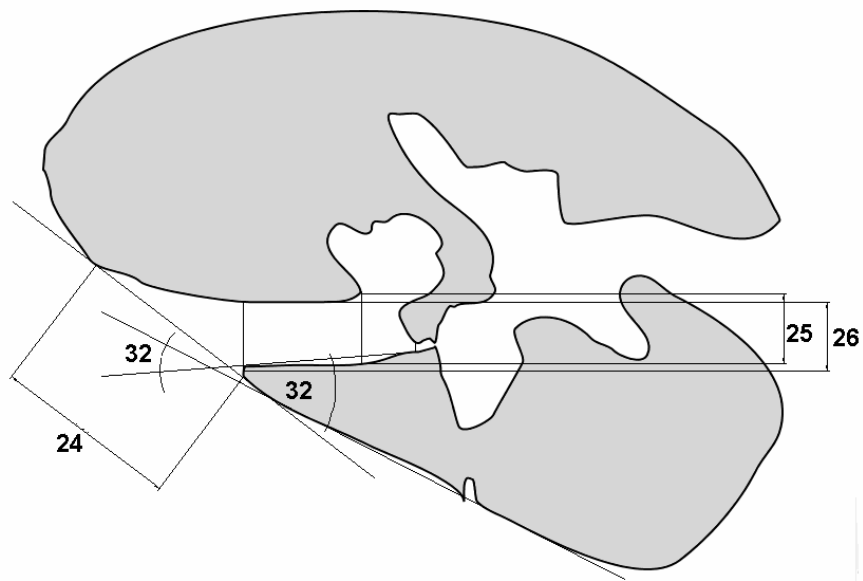
**Tabelle 2.7.3** Messstrecken 15-32. Canalis facialis im Bereich des äußeren Facialisknies. Detaillierte Beschreibung.



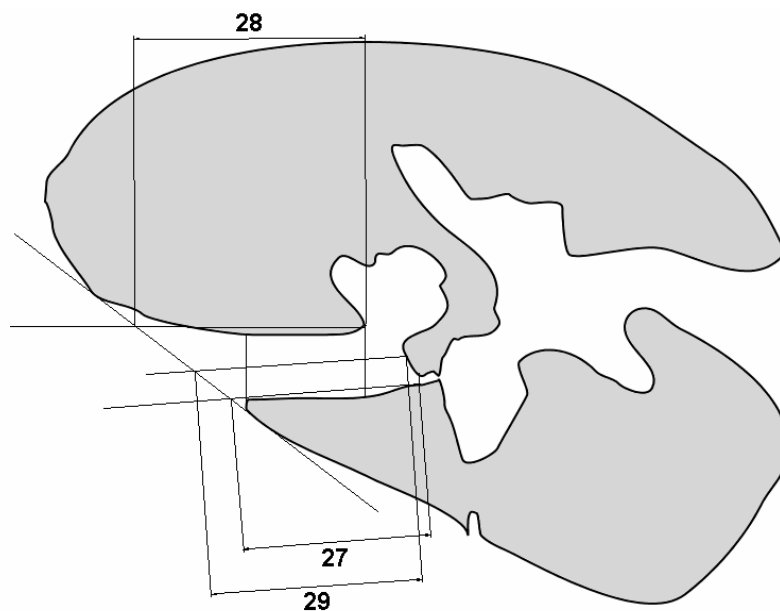
**Abbildung 2.7.9** Schema 1 zu Vermessungen im Bereich des inneren Gehörganges (hier beispielhaft: links). Y-Ebene.



**Abbildung 2.7.10** Schema 2 zu Vermessungen im Bereich des inneren Gehörganges (hier beispielhaft links). Y-Ebene.



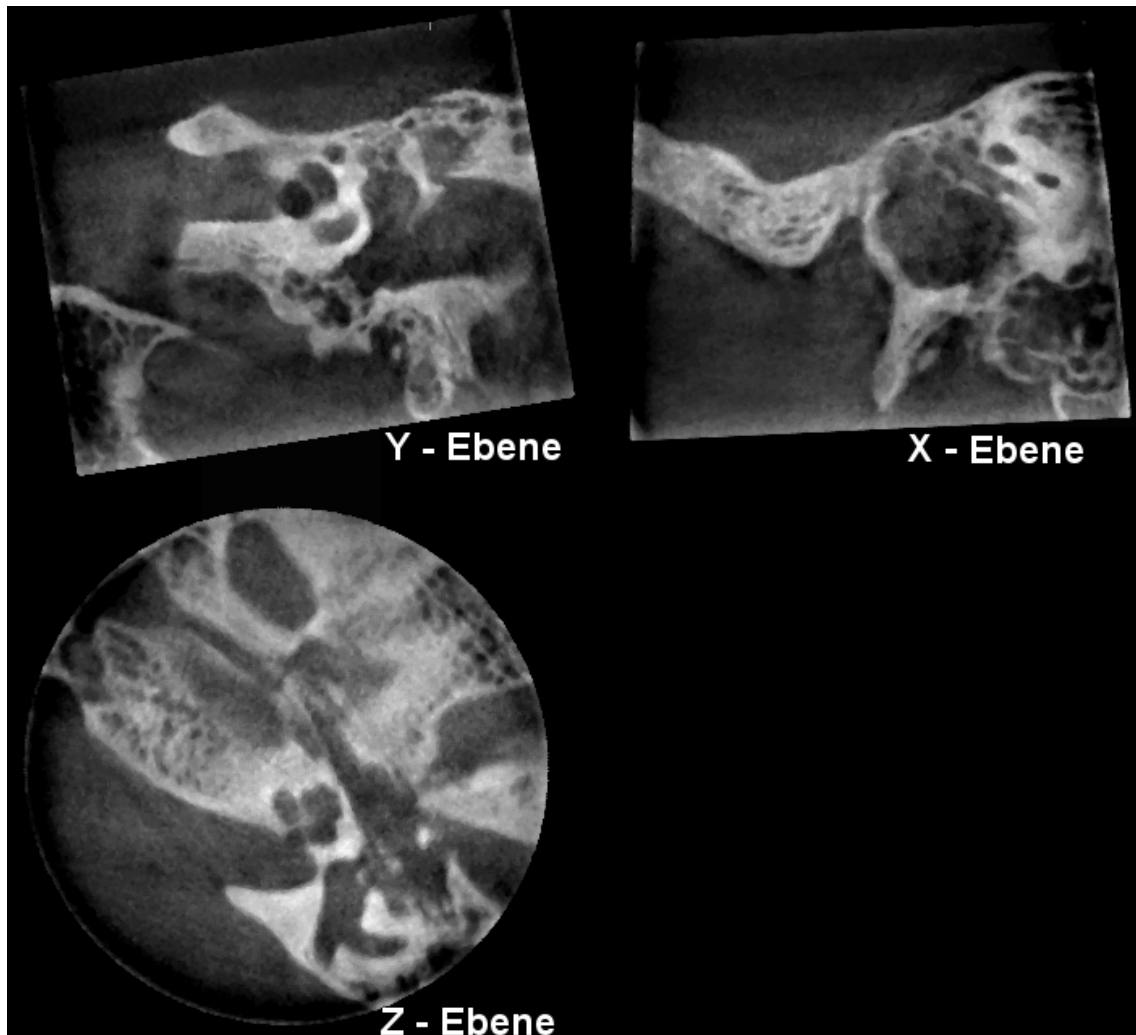
**Abbildung 2.7.11** Schema 1 zu Vermessungen im Bereich des inneren Gehörganges (hier beispielhaft links). Z-Ebene.



**Abbildung 2.7.12** Schema 2 zu Vermessungen im Bereich des inneren Gehörganges (hier beispielhaft links). Z-Ebene.

#### 2.7.4 Messstrecken 33-44: Paukenhöhle

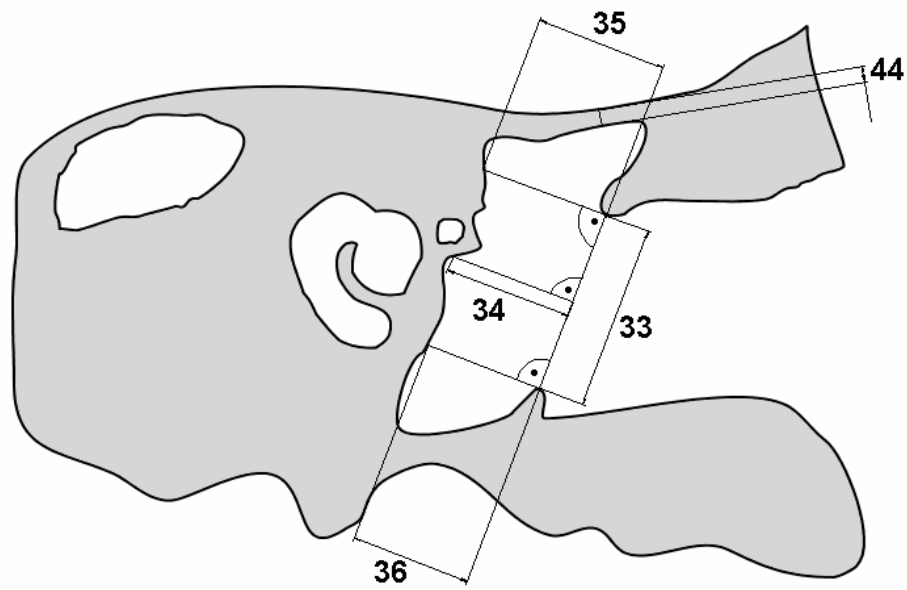
Die zur Messung des Meatus acusticus internus benutzte Raumpositionierung des Felsenbeines wurde auch für die Paukenhöhlenvermessungen verwendet (Abbildung 2.7.5; Rotationsanweisung im Abschnitt 2.7.2). Es wurden lediglich Y-Ebenen-Schnitte analysiert. Diese entstanden aus Parallelverschiebung der Y-Ebene in jene Position, in der diese den größten darstellbaren Durchmesser des Anulus fibrocartilagineus schnitt (Abbildung 2.7.13). Es wurde nur die Y-Ebene vermessen, da es sich in der Z- und X-Ansicht schwierig gestaltete, regelmäßig reproduzierbare Messpunkte zu definieren, unter anderem weil sich anteromedial die Tuba Eustachii in das Cavum tympani öffnet, so dass die Grenzen der Paukenhöhle dort nicht eindeutig bestimmbar waren.



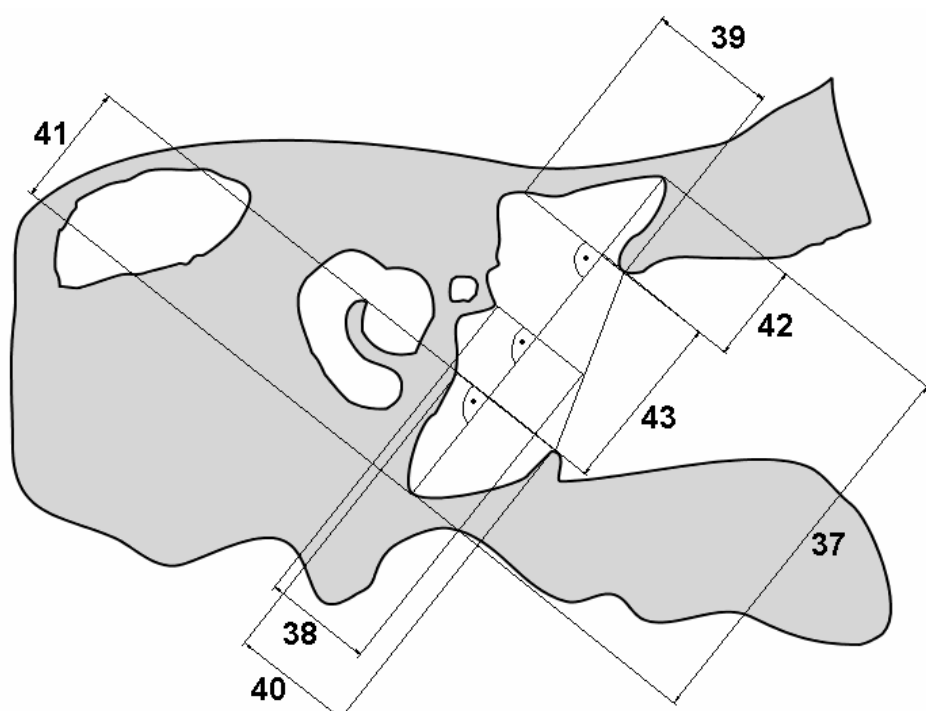
**Abbildung 2.7.13** Darstellung der Schnittbilder bezgl. Vermessungen im Bereich der Paukenhöhle. Beispiel hier: Mumie 3, links (= Fb. C). Nur die Y-Ebene wurde betrachtet. Malleuskopf und Manubrium hier sichtbar.

<b>Nr.</b>	<b>Ebene</b>	<b>Beschreibung.</b>	<b>Abbildung</b>
<b>33</b>	Y	Durchmesser des Anulus (am medialen „Ende“ des Meatus acusticus ext.)	Abbildung 2.7.14
<b>34</b>	Y	Paukenhöhlenbreite: Senkrecht zu Messstrecke 33. Schneidet die Mitte der Messstrecke 33.	Abbildung 2.7.14
<b>35</b>	Y	Paukenhöhlenbreite: Senkrecht zu Messstrecke 33. Schneidet die obere Begrenzung der Messstrecke 33.	Abbildung 2.7.14
<b>36</b>	Y	Paukenhöhlenbreite: Senkrecht zu Messstrecke 33. Schneidet die untere Begrenzung der Messstrecke 33.	Abbildung 2.7.14
<b>37</b>	Y	Größte Ausdehnung der Paukenhöhle (Messmarke 33 wird nicht überschritten)	Abbildung 2.7.15
<b>38</b>	Y	Paukenhöhlenbreite: Senkrecht zu Messstrecke 37. Schneidet die Mitte der Messstrecke 37. Laterale Begrenzung ist Messstrecke 33.	Abbildung 2.7.15
<b>39</b>	Y	Paukenhöhlenbreite: Senkrecht zu Messstrecke 37. Laterale Begrenzung ist die obere Begrenzung von Messstrecke 33.	Abbildung 2.7.15
<b>40</b>	Y	Paukenhöhlenbreite: Senkrecht zu Messstrecke 37. Laterale Begrenzung ist die untere Begrenzung von Messstrecke 33.	Abbildung 2.7.15
<b>41</b>	Y	Höhenverhältnisse (Hypotympanon): Distanz auf Messstrecke 37. Begrenzt durch Paukenhöhlenboden und Schnittpunkt mit Strecke 40	Abbildung 2.7.15
<b>42</b>	Y	Höhenverhältnisse (Mesotympanon): Distanz auf Messstrecke 37. Begrenzt durch Schnittpunkt mit Strecke 39 und Schnittpunkt mit Strecke 40	Abbildung 2.7.15
<b>43</b>	Y	Höhenverhältnisse: Distanz auf Messstrecke 37 (Epitympanon). Begrenzt durch Paukenhöhlenboden und Schnittpunkt mit Strecke 40	Abbildung 2.7.15
<b>44</b>	Y	Geringste Dicke des Tegmen tympani.	Abbildung 2.7.14

**Tabelle 2.7.4** Messstrecken 33-44. Canalis facialis im Bereich des äußeren Facialisknies. Detaillierte Beschreibung



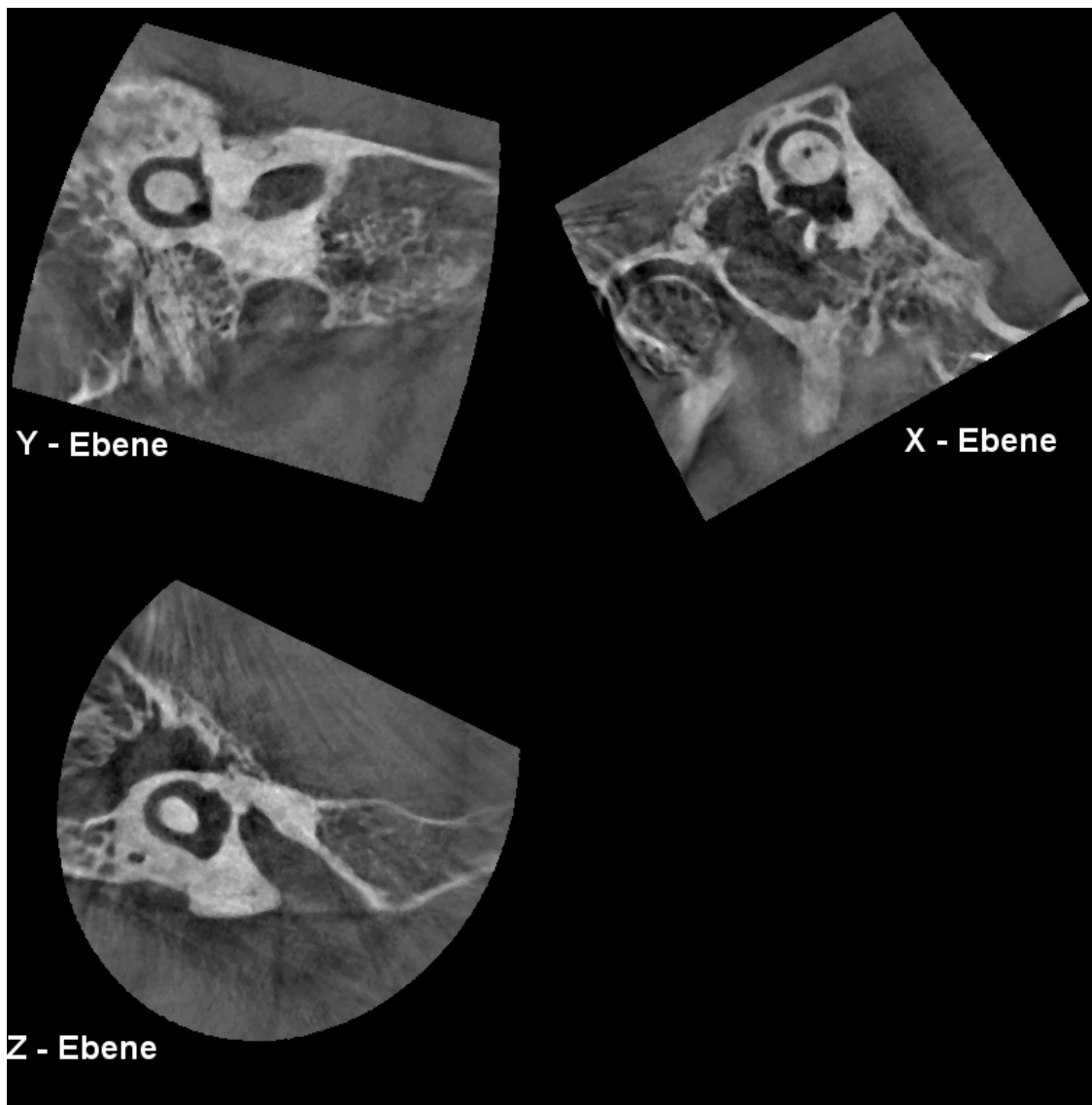
**Abbildung 2.7.14** Schema 1 bzgl. der Vermessungen im Bereich der Paukenhöhle. Y-Ebene, links.



**Abbildung 2.7.15** Schema 2 bzgl. der Vermessungen im Bereich der Paukenhöhle. Y-Ebene, links.

### **2.7.5 Messstrecken 45-93: Bogengänge und benachbarte Strukturen**

Bei der Positionierung sich an den Bogengängen selbst orientiert. Diese stellen ein internes „Koordinatensystem“ dar. Die Ebenen, in denen sie sich befinden, stehen in einem Winkel von 90° aufeinander [1, 8, 9, 134, 140]. Durch Rotation des Felsenbeines können alle drei Bogengangsebenen in Übereinstimmung mit dem fixen Bezugskoordinatensystem der Schnittebenen gebracht werden. Nach dieser Prozedur lag die Ebene des Canalis semicircularis lateralis parallel zur Z-Ebene, der Canalis semicircularis superior wurde parallel zur X-Ebene eingestellt und in die Y-Ebene wurde der posteriore Bogengang eingedreht. Die Schnittbilder entstanden derart, dass in allen drei Ebenen, der jeweils parallel zu einer Ebene liegende Bogengang mittig geschnitten und somit in Gänze dargestellt wurde. Geometrisch ist dies näherungsweise mit einem Schnitt durch einen Torus zu vergleichen. Die schneidende Ebene steht senkrecht zu dessen Achse und schneidet ihn in mittig in zwei gleichvoluminöse Halbtori. Diese Schnittebenen wurden zur Vermessung dargestellt – jeweils für alle drei Bogengänge in allen drei Ebenen gleichzeitig (Abbildung 2.7.16). Es kam vereinzelt vor, dass die Bogengänge, z.B. im ampullären Teil des vorderen Bogenganges, „durchgebogen“ [63] sein konnten und somit nicht vollständig in einer Ebene darstellbar waren. Dann war eine Verschiebung der Schnittebenen entlang einer senkrecht zur Bogengangsebene stehenden Achse zulässig ( $\pm 0,125\text{mm}$ ), um die in der Hauptebene nicht dargestellten Strukturen sichtbar machen und vermessen zu können.



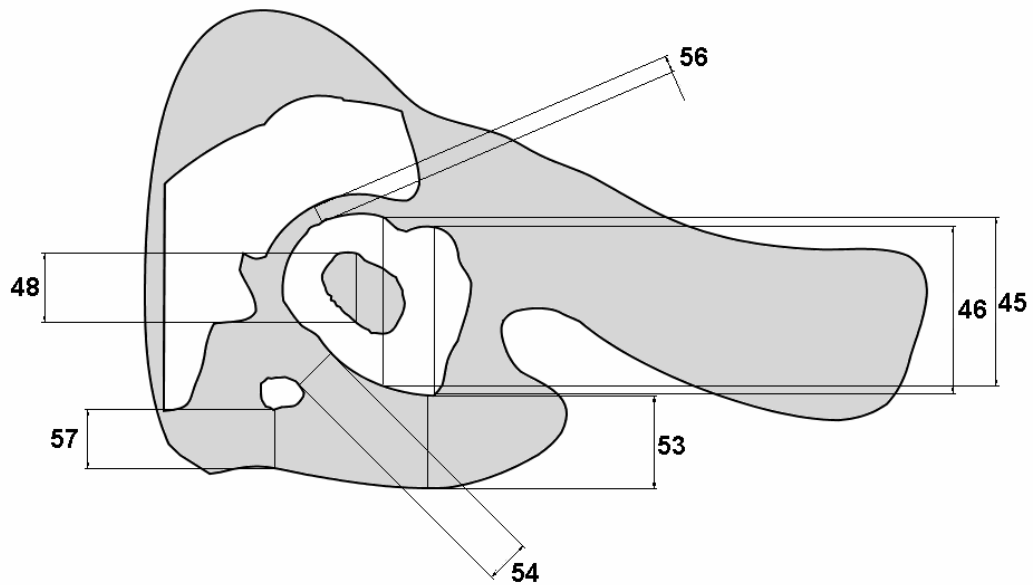
**Abbildung 2.7.16** Schnittebenen zur gleichzeitigen Darstellung der drei Bogengänge. Beispiel hier: Schädel 5', rechts (= Fb. M'): oberer Bogengang (X-Ebene), hinterer Bogengang (Y-Ebene) und horizontaler Bogengang (Z-Ebene).



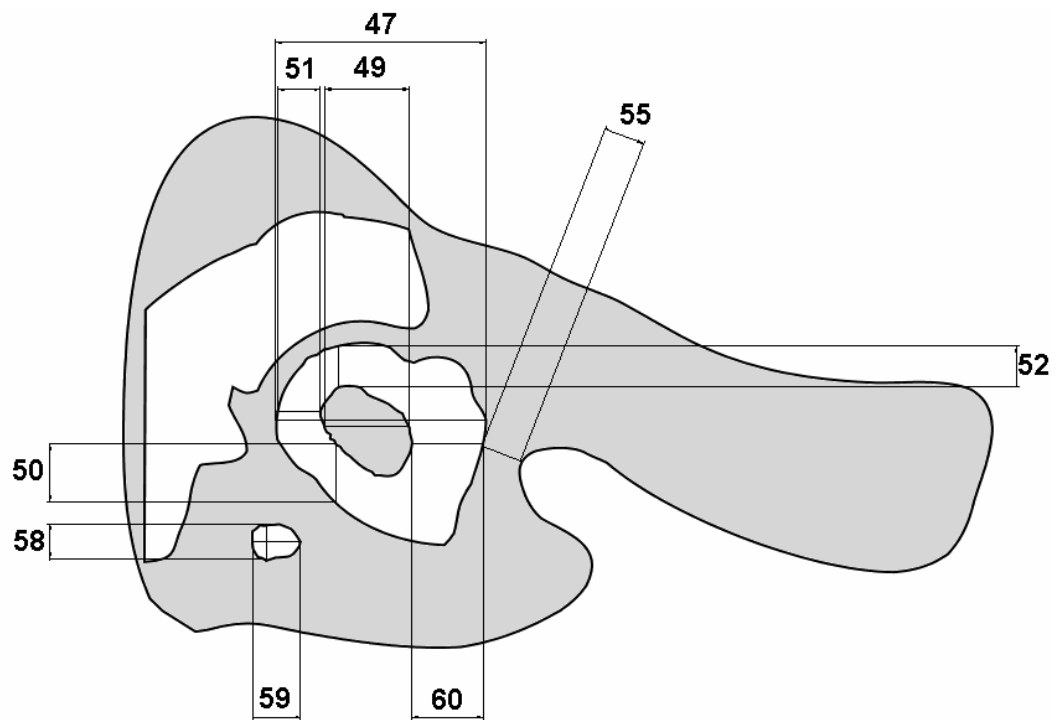
**2.7.5.1 Messstrecken 45-60: Lateraler Bogengang und Nachbarstrukturen (Z-Ebene)**

<b>Nr.</b>	<b>Ebene</b>	<b>Beschreibung.</b>	<b>Abbildung</b>
<b>45</b>	Z	Größter Durchmesser des gesamten lat. Bogenganges. Senkrecht. Schneidet die „knöcherne Insel“.	Abbildung 2.7.17
<b>46</b>	Z	Durchmesser des gesamten lat. Bogenganges / Vestibulums. Senkrecht. Schneidet die „knöcherne Insel“ nicht.	Abbildung 2.7.17
<b>47</b>	Z	Größter Durchmesser des gesamten lat. Bogenganges/Vestibulums. Waagrecht. Schneidet die „knöcherne Insel“.	Abbildung 2.7.18
<b>48</b>	Z	Größter Durchmesser der „knöchernen Insel“. Senkrecht.	Abbildung 2.7.17
<b>49</b>	Z	Größter Durchmesser der „knöchernen Insel“. Waagrecht.	Abbildung 2.7.18
<b>50</b>	Z	Kleinster vertikaler Lumendurchmesser des lat. Bogengangs. Posteriorer Abschnitt.	Abbildung 2.7.18
<b>51</b>	Z	Kleinster horizontaler Lumendurchmesser des lat. Bogengangs. Lateraler Abschnitt.	Abbildung 2.7.18
<b>52</b>	Z	Kleinster vertikaler Lumendurchmesser des lat. Bogengangs. Anteriorer Abschnitt.	Abbildung 2.7.18
<b>53</b>	Z	Kleinste senkrechte Distanz zwischen lat. Bogengang und Facies post.	Abbildung 2.7.17
<b>54</b>	Z	Kleinste Distanz zwischen lat. Bogengang und Crus lat. der hinteren Bogenganges	Abbildung 2.7.17
<b>55</b>	Z	Kleinste Distanz zwischen lat. Bogengang/Vestibulum und Meatus acusticus int.	Abbildung 2.7.18
<b>56</b>	Z	Kleinste Stärke der Wand zwischen lat. Bogengang und Epitympanon	Abbildung 2.7.17
<b>57</b>	Z	Kleinster Abstand zwischen Crus lat. des post. Bogenganges zur Facies post. des Felsenbeines	Abbildung 2.7.17
<b>58</b>	Z	Größter senkrechter Durchmesser des Crus lat. des post. Bogenganges	Abbildung 2.7.18
<b>59</b>	Z	Größter horizontaler Durchmesser des Crus lat. des post. Bogenganges	Abbildung 2.7.18
<b>60</b>	Z	Kleinster horizontaler Lumendurchmesser des Bogengangs/Vestibulums. Medialer Abschnitt	Abbildung 2.7.18

**Tabelle 2.7.5** Messstrecken 45-60. Lateraler Bogengang, Nachbarstrukturen. Details.



**Abbildung 2.7.17** Schema 1 bzgl. der Vermessungen im Bereich des lateralen Bogenganges und angrenzender Strukturen. Bsp. rechts. Z-Ebene.

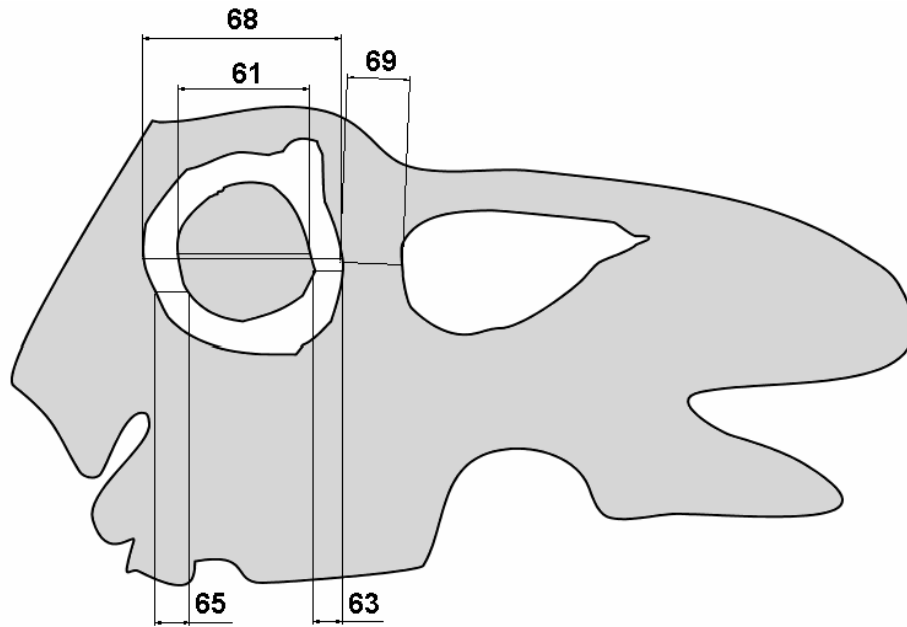


**Abbildung 2.7.18** Schema 2 bzgl. der Vermessungen im Bereich des lateralen Bogenganges und angrenzender Strukturen. Bsp. rechts. Z-Ebene.

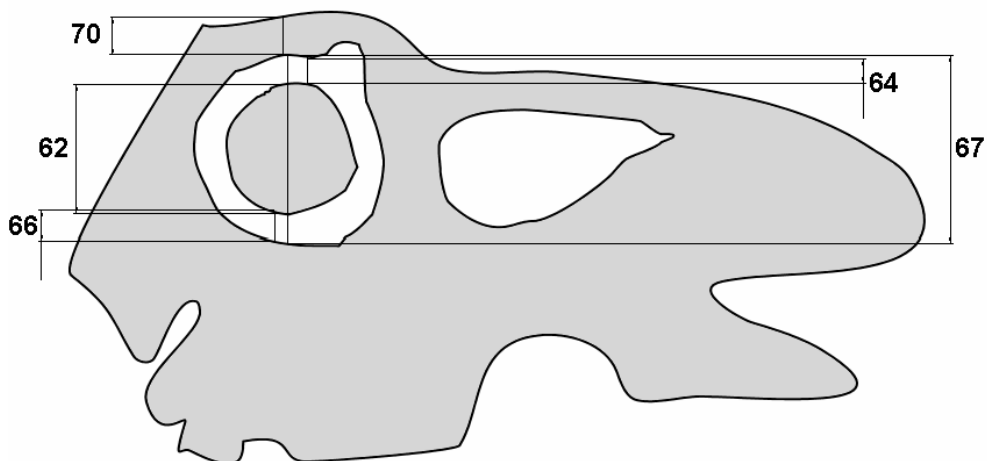
### 2.7.5.2 Messstrecken 61-70: Hinterer Bogengang und Nachbarstrukturen (Y-Ebene)

Nr.	Ebene	Beschreibung.	Abbildung
61	Y	Größter Durchmesser der „knöchernen Insel“. Waagrecht.	Abbildung 2.7.19
62	Y	Größter Durchmesser der „knöchernen Insel“. Senkrecht.	Abbildung 2.7.20
63	Y	Kleinster Kanallumendurchmesser. Horizontal. Medial.	Abbildung 2.7.19
64	Y	Kleinster Kanallumendurchmesser. Vertikal. Superior.	Abbildung 2.7.20
65	Y	Kleinster Kanallumendurchmesser. Horizontal. Lateral.	Abbildung 2.7.19
66	Y	Kleinster Kanallumendurchmesser. Vertikal. Inferior.	Abbildung 2.7.20
67	Y	Größter Durchmesser des gesamten post. Bogenganges. Vertikal.	Abbildung 2.7.20
68	Y	Größter Durchmesser des gesamten post. Bogenganges. Horizontal.	Abbildung 2.7.19
69	Y	Kleinster Abstand zwischen post. Bogengang und Meatus acusticus int.	Abbildung 2.7.19
70	Y	Kleinste senkrechte Distanz zwischen post. Bogengang und oberer Kante des Felsenbeinanschnittes.	Abbildung 2.7.20

**Tabelle 2.7.6** Messstrecken 61-70. Hinterer Bogengang und Nachbarstrukturen. Detaillierte Beschreibung.



**Abbildung 2.7.19** Schema 1 bzgl. der Vermessungen im Bereich des hinteren Bogenganges und angrenzender Strukturen. Y-Ebene.



**Abbildung 2.7.20** Schema 2 bzgl. der Vermessungen im Bereich des hinteren Bogenganges und angrenzender Strukturen. Y-Ebene.

### 2.7.5.3 Messstrecken 71-93: Oberer Bogengang und Nachbarstrukturen (X-Ebene)

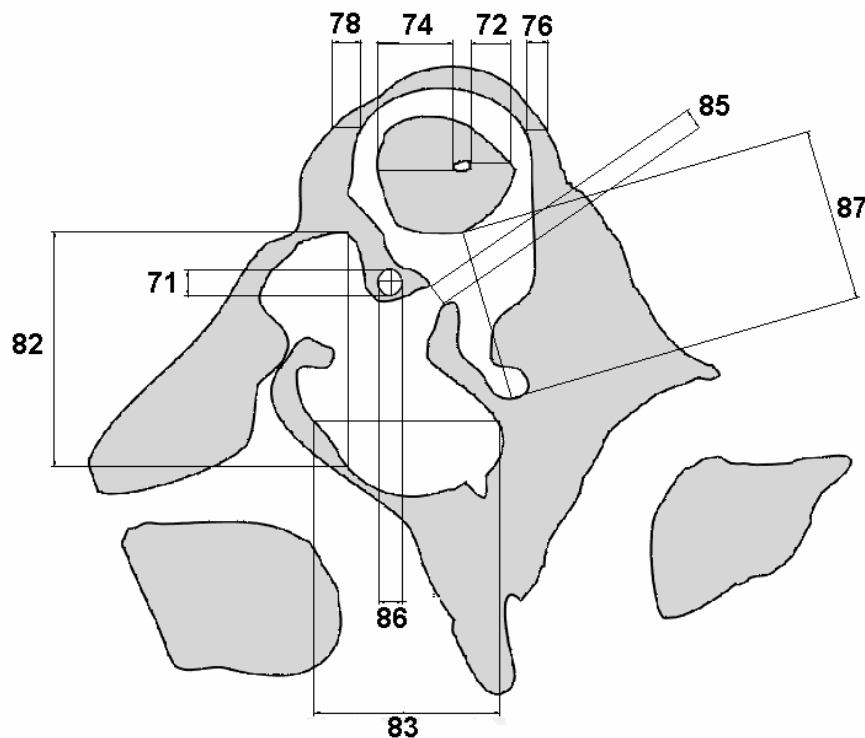
Nr.	Ebene	Beschreibung.	Abbildung
71	X	Facialiskanal. Größte senkrechte Ausdehnung.	Abbildung 2.7.21
72	X	Kleinster Abstand des Kanales der A. subarcuata zum Bogenganlumen. Horizontal. Posterior.	Abbildung 2.7.21
73	X	Kleinster Abstand des Kanales der A. subarcuata zum Bogenganlumen. Vertikal. Superior.	Abbildung 2.7.22
74	X	Kleinster Abstand des Kanales der A. subarcuata zum Bogenganlumen. Horizontal. Anterior.	Abbildung 2.7.21
75	X	Kleinster Abstand des Kanales der A. subarcuata zum Bogenganlumen/Vestibulum. Vertikal. Inferior.	Abbildung 2.7.22
76	X	Kleinste horizontale Wandstärke zwischen oberem Bogengang und Facies post. des Felsenbeines.	Abbildung 2.7.21
77	X	Kleinste vertikale Wandstärke zwischen oberem Bogengang und Oberkante des Felsenbeinanschnittes	Abbildung 2.7.22
78	X	Kleinste horizontale Wandstärke zwischen oberem Bogengang und Facies ant. des Felsenbeines. Messung muss auf Höhe der „knöchernen Insel“ liegen.	Abbildung 2.7.21
79	X	Kleinster Bogenganglumendurchmesser: Horizontal. Posterior.	Abbildung 2.7.22
80	X	Kleinster Bogenganglumendurchmesser: Vertikal. Superior.	Abbildung 2.7.22
81	X	Kleinster Bogenganglumendurchmesser: Horizontal. Anterior.	Abbildung 2.7.22
82	X	Paukenhöhle: Größte vertikale Ausdehnung.	Abbildung 2.7.21
83	X	Paukenhöhle: Größte horizontale Ausdehnung.	Abbildung 2.7.21
84	X	Geringste Stärke der Wand, die das Cavum tympani von der V. jug. int. trennt (Paries jugularis).	Abbildung 2.7.23
85	X	Ausdehnung des ovalen Fensters.	Abbildung 2.7.21
86	X	Facialiskanal. Größte waagerechte Ausdehnung.	Abbildung 2.7.21
87	X	Distanz zwischen unterstem Punkt der „knöchernen Insel“ und dem unterstem Punkt des Vestibulums.	Abbildung 2.7.21

**Tabelle 2.7.7** wird auf der nächsten Seite fortgeführt.

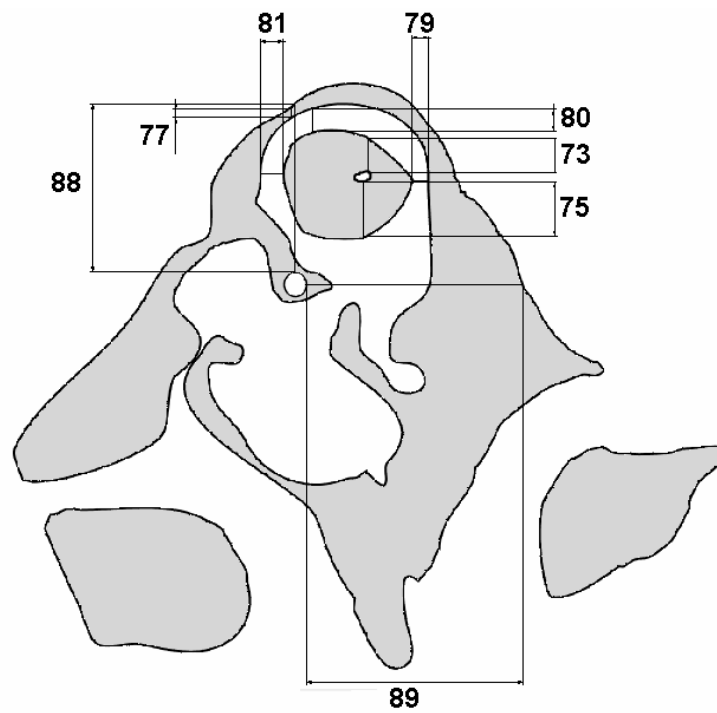
**Fortsetzung von Tabelle 2.7.7:**

<b>Nr.</b>	<b>Ebene</b>	<b>Beschreibung.</b>	<b>Abbildung</b>
<b>88</b>	X	Facialiskanal. Kleinste senkrechte Entfernung zur Oberkante des Felsenbeines.	Abbildung 2.7.22
<b>89</b>	X	Facialiskanal. Kleinste waagerechte Entfernung zur Pars post. des Felsenbeines.	Abbildung 2.7.22
<b>90</b>	X	Größter Durchmesser der „knöchernen Insel“. Horizontal.	Abbildung 2.7.23
<b>91</b>	X	Größter Durchmesser der „knöchernen Insel“. Vertikal.	Abbildung 2.7.23
<b>92</b>	X	Größter Durchmesser des Vestibulums. Horizontal. Messstrecke darf die „knöcherne Insel“ nicht schneiden.	Abbildung 2.7.23
<b>93</b>	X	Größter Durchmesser des gesamten oberen Bogenganges. Horizontal. Messstrecke muss die „knöcherne Insel“ schneiden.	Abbildung 2.7.23

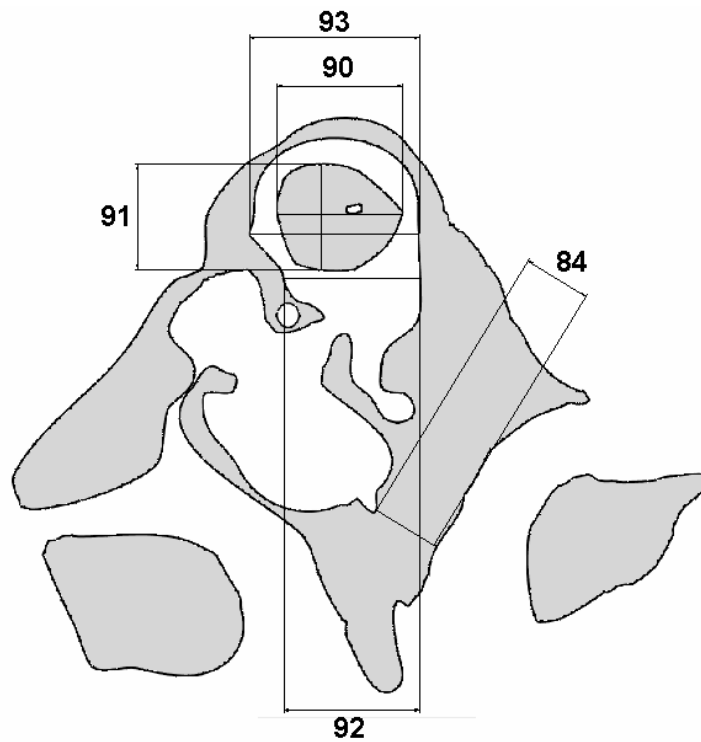
**Tabelle 2.7.7** Messstrecken 71-93. Oberer Bogengang und Nachbarstrukturen. Detaillierte Beschreibung.



**Abbildung 2.7.21** Schema 1 bzgl. der Vermessungen im Bereich des oberen Bogenganges und angrenzender Strukturen. X-Ebene.



**Abbildung 2.7.22** Schema 2 bzgl. der Vermessungen im Bereich des oberen Bogenganges und angrenzender Strukturen. X-Ebene.



**Abbildung 2.7.23** Schema 3 bzgl. der Vermessungen im Bereich des oberen Bogenganges und angrenzender Strukturen. X-Ebene.

## **2.8 Beurteilung der Gehörknöchelchen, von Pathologien und Artefakten**

Soweit sie vorhanden waren, wurden die Ossikel aufgesucht und dargestellt. Die Knöchelchen wurden deskriptiv beurteilt. Weiterhin wurden die Mittel- und Innenohren auf knöchern manifestierte und damit im DVT darstellbare Pathologien überprüft. Dieser letztgenannte Schritt wurde, zu Beginn der Studie durchgeführt, um eventuell durch Pathologien alterierte Felsenbeine im Vorhinein aus der Vergleichsstudie ausschließen zu können. Artefakte und Fremdkörper wurden ebenfalls im Schnittbild dargestellt und beschrieben.



### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Ergebnisse der Vermessungen

Folgend werden die Ergebnisse der Messungen und Beobachtungen dargestellt. Ab Abschnitt 3.1.1 wird die deskriptive Statistik jeweils tabellarisch aufgeführt. Diese Tabellen sind folgendermaßen strukturiert: „Nr.“, in der ersten Spalte (links), benennt die Bezeichnung der Messstrecken. Die Spalte „n“ gibt die Anzahl der Messungen in der jeweiligen Gruppe wieder. Es schließen sich Spalten deskriptiver Statistik bezüglich der Mumiengruppe und weitere Spalten bezüglich der Gruppe der heutigen Felsenbeine an. Dargestellt sind dort jeweils Median ( $\tilde{x}$ ), arithmetischer Mittelwert ( $\bar{x}$ ), Standardabweichung (s), Minimalwert ( $x_{\min}$ ), Maximalwert ( $x_{\max}$ ) und Streubreite (R) der Messungen. Weiterhin werden, falls der statistische Test signifikante Unterschiede aufdeckte diese Fälle durch Schattierung hervorgehoben. P-Werte, mittlere Rangsummen und Teststatistik sind in Abschnitt 3.2 einsehbar. Die Fälle, in denen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden konnten, sind nicht gesondert aufgeführt. Alle Messergebnisse, bis auf zwei gekennzeichnete Ausnahmen, sind in Millimeter angegeben und auf eine Nachkommastelle gerundet. Bei einer Skalierung von 1/8 mm pro Pixel, beträgt die Messunsicherheit in beide Richtungen um den Messwert jeweils maximal 1/16 mm.

### 3.1.1 Messstrecken 1-6: Cochlea

Informationen über die Erstellung der Messstrecken 1-6, sowie Bildmaterial und Schemata dazu, finden sich im Abschnitt 2.7.1.

Nr.	Mumien							moderne Felsenbeine						
	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R
1	20	4.1	<b>4.1</b>	0.2	3.7	4.6	0.9	20	3.9	<b>4.0</b>	0.3	3.5	4.5	1.0
2	20	1.8	<b>1.8</b>	0.2	1.5	2.1	0.6	20	1.5	<b>1.5</b>	0.2	1.2	1.8	0.6
3	20	8.8	<b>8.9</b>	0.5	7.9	9.9	1.9	20	8.8	<b>8.8</b>	0.4	8.2	9.6	1.4
4	20	6.6	<b>6.7</b>	0.4	6.0	7.7	1.7	20	6.9	<b>6.9</b>	0.3	6.4	7.6	1.2
5	20	1.6	<b>1.6</b>	0.2	1.3	1.9	0.6	20	1.4	<b>1.4</b>	0.2	1.0	2.0	0.9
6	20	4.1	<b>4.1</b>	0.2	3.8	4.6	0.8	20	4.0	<b>4.0</b>	0.3	3.5	4.4	0.9

**Tabelle 3.1.1** Deskriptive Statistik. Messstrecken 1-6. (in mm)

Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen finden sich bzgl. Strecke 2, Strecke 4 und Strecke 5.

### 3.1.2 Messstrecken 7-14: Canalis Facialis (Bereich des Genu)

Diese Strecken wurden im Abschnitt 2.7.2 spezifiziert.

Nr.	Mumien							moderne Felsenbeine						
	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R
7	20	60.3	<b>61.6</b>	17.2	38.9	97.1	58.1	20	62.9	<b>61.5</b>	16.0	38.1	90.7	52.5
8	20	3.3	<b>3.4</b>	0.5	2.5	4.3	1.8	20	3.2	<b>3.4</b>	0.6	2.4	4.4	2.0
9	20	2.9	<b>2.9</b>	0.6	1.9	4.1	2.2	20	2.8	<b>2.9</b>	0.7	1.8	4.4	2.6
10	17	10.3	<b>10.6</b>	0.9	9.4	12.5	3.0	20	10.4	<b>10.5</b>	0.9	8.7	12.3	3.6
11	20	1.6	<b>1.6</b>	0.1	1.3	1.8	0.5	20	1.5	<b>1.5</b>	0.3	0.9	2.0	1.1
12	20	1.0	<b>1.3</b>	1.2	0.1	4.6	4.5	20	1.6	<b>1.9</b>	1.3	0.1	5.1	5.0
13	20	0.5	<b>0.6</b>	0.3	0.1	1.3	1.2	20	0.6	<b>0.6</b>	0.4	0.0	1.6	1.6
14	20	1.1	<b>1.1</b>	0.2	0.6	1.5	0.8	20	0.9	<b>1.1</b>	0.4	0.7	2.0	1.4

**Tabelle 3.1.2** Deskriptive Statistik. Messstrecken 7-14. (in mm)

(Ausnahme: Messung 7 ist in Winkelgrad angegeben)

Die Angaben bezüglich Messung 7 sind nicht in mm, sondern in Grad (°) angegeben.  
Bei den Vergleichen der Messungen der Strecken 7-14 zwischen Mumien und modernen Felsenbeinen konnten keine signifikanten Unterschiede aufgedeckt werden.

### 3.1.3 Messstrecken 15-32: Meatus acusticus internus.

Die Positionierung der folgend tabellierten Strecken wurden in Abschnitt 2.7.3 erläutert.

Nr.	Mumien							moderne Felsenbeine						
	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R
15	18	7.8	<b>8.0</b>	1.9	4.5	12.1	7.6	20	8.3	<b>8.6</b>	1.7	6.3	13.8	7.5
16	20	2.8	<b>2.7</b>	0.4	2.0	3.6	1.6	20	2.8	<b>2.7</b>	0.2	2.3	3.1	0.9
17	20	2.1	<b>2.0</b>	0.3	1.3	2.6	1.3	20	1.8	<b>1.9</b>	0.3	1.6	2.7	1.1
18	18	8.9	<b>9.7</b>	2.0	6.5	14.5	8.0	20	9.2	<b>9.7</b>	1.7	7.7	14.4	6.7
19	18	4.6	<b>4.8</b>	1.1	3.4	7.1	3.7	20	4.2	<b>4.2</b>	0.7	3.1	5.8	2.8
20	18	3.7	<b>3.6</b>	0.7	2.4	4.7	2.3	20	3.6	<b>3.6</b>	0.5	2.6	4.3	1.6
21	19	5.3	<b>5.5</b>	0.9	4.4	7.5	3.1	20	5.0	<b>5.1</b>	0.6	4.3	6.3	2.1
22	18	11.5	<b>12.2</b>	1.9	9.0	16.0	7.0	20	11.7	<b>11.9</b>	1.6	9.5	16.0	6.5
23	18	10.7	<b>11.2</b>	2.0	7.8	14.8	7.0	20	11.8	<b>11.4</b>	1.8	6.6	15.0	8.4
24	19	10.3	<b>10.6</b>	2.4	6.3	15.6	9.4	20	10.6	<b>10.6</b>	2.3	6.3	16.6	10.3
25	20	4.3	<b>4.3</b>	0.6	3.4	5.6	2.2	20	3.9	<b>4.0</b>	0.6	2.9	5.3	2.3
26	19	5.9	<b>5.8</b>	1.0	4.3	7.5	3.2	20	5.5	<b>5.6</b>	1.1	3.3	7.8	4.5
27	19	8.1	<b>8.4</b>	1.6	6.3	12.2	6.0	20	8.8	<b>8.6</b>	1.0	6.0	10.3	4.4
28	19	10.0	<b>10.1</b>	2.0	5.5	13.4	7.9	20	10.8	<b>10.6</b>	1.3	8.0	13.0	5.0
29	19	9.8	<b>9.7</b>	1.6	6.8	12.3	5.5	20	10.0	<b>9.9</b>	1.0	7.8	11.5	3.7
30	19	2.2	<b>2.4</b>	0.7	1.2	3.4	2.3	20	3.7	<b>3.6</b>	1.1	1.9	5.1	3.2
31	19	4.1	<b>4.7</b>	1.5	3.4	9.2	5.8	20	5.4	<b>5.2</b>	1.2	3.2	7.0	3.8
32	19	54.4	<b>53.3</b>	11.2	24.6	68.6	44.0	20	52.6	<b>52.8</b>	8.9	36.7	65.8	29.1

**Tabelle 3.1.3** Deskriptive Statistik. Messstrecken 15-32. (in mm)

(Ausnahme: Messung 32 ist in Winkelgrad angegeben)

Messung 32 ist in Winkelgrad angegeben. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen bzgl. Strecke 17 und 30.

### 3.1.4 Messstrecken 33-44: Paukenhöhle.

Einen Überblick über die Lokalisation der Messstrecken 33-44 im Bereich der Paukenhöhle gibt der Abschnitt 2.7.4.

Nr.	Mumien							moderne Felsenbeine						
	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R
33	20	9.9	<b>9.9</b>	0.7	8.5	10.9	2.4	20	10.1	<b>10.1</b>	0.5	9.3	11.1	1.8
34	20	4.8	<b>4.7</b>	0.8	2.9	5.8	2.9	20	5.1	<b>5.0</b>	0.8	3.7	6.2	2.5
35	20	5.0	<b>5.0</b>	0.9	2.3	6.7	4.4	20	5.6	<b>5.4</b>	0.9	2.6	6.8	4.3
36	20	3.2	<b>3.1</b>	0.8	1.6	4.8	3.1	20	2.7	<b>2.8</b>	0.8	1.6	4.3	2.7
37	20	15.5	<b>16.0</b>	2.2	11.6	19.5	7.9	20	16.4	<b>16.8</b>	1.8	14.2	20.5	6.3
38	20	5.1	<b>5.1</b>	0.6	4.0	6.0	2.0	20	4.9	<b>4.9</b>	0.7	4.1	6.7	2.6
39	20	5.1	<b>5.2</b>	1.0	2.3	6.9	4.6	20	5.5	<b>5.4</b>	0.9	2.5	6.3	3.8
40	20	3.1	<b>2.9</b>	0.8	1.5	4.5	3.0	20	3.0	<b>2.9</b>	0.7	1.6	4.3	2.6
41	20	1.6	<b>2.0</b>	1.2	0.5	5.3	4.8	20	1.6	<b>2.1</b>	1.2	0.6	4.7	4.1
42	20	4.3	<b>4.4</b>	1.5	1.3	7.8	6.4	20	4.3	<b>4.6</b>	1.0	3.2	6.9	3.8
43	20	9.6	<b>9.6</b>	0.8	8.0	10.9	2.9	20	10.0	<b>10.1</b>	0.7	9.2	11.4	2.2
44	20	0.9	<b>1.2</b>	1.1	0.0	4.8	4.8	20	1.3	<b>1.5</b>	0.7	0.5	2.9	2.3

**Tabelle 3.1.4** Deskriptive Statistik. Messstrecken 33-44. (in mm)

Zwischen den Gruppen lässt sich bzgl. Strecke 35 ein signifikanter Unterschied finden.

### 3.1.5 Messstrecken 45-60: Lateraler Bogengang, Nachbarstrukturen. Z-Ebene.

Die in Tabelle 3.1.5 aufgeführten Messstrecken wurden im Hinblick auf ihre genaue Position im Felsenbein im Abschnitt 2.7.5.1 erläutert.

Nr.	Mumien							moderne Felsenbeine						
	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R
45	19	6.7	<b>6.8</b>	0.4	6.1	7.6	1.5	20	6.8	<b>6.8</b>	0.3	6.2	7.6	1.4
46	19	6.8	<b>6.8</b>	0.4	6.3	7.6	1.3	20	6.8	<b>6.8</b>	0.4	6.1	7.8	1.7
47	19	8.0	<b>8.1</b>	0.5	7.3	9.1	1.8	20	8.1	<b>8.2</b>	0.5	7.2	9.3	2.1
48	19	3.5	<b>3.5</b>	0.4	2.9	4.0	1.1	20	3.5	<b>3.4</b>	0.6	2.1	4.2	2.1
49	20	3.7	<b>3.7</b>	0.5	2.8	4.5	1.8	20	3.9	<b>3.8</b>	0.6	2.4	4.5	2.1
50	19	1.1	<b>1.1</b>	0.1	0.9	1.4	0.6	20	1.1	<b>1.1</b>	0.3	0.7	2.2	1.5
51	20	1.2	<b>1.1</b>	0.2	0.8	1.5	0.8	20	1.1	<b>1.2</b>	0.2	0.9	1.6	0.8
52	20	1.3	<b>1.3</b>	0.2	1.1	1.8	0.7	20	1.4	<b>1.4</b>	0.2	1.1	1.8	0.8
53	18	3.9	<b>4.4</b>	1.6	2.1	8.0	5.9	20	4.3	<b>4.3</b>	0.7	2.9	5.5	2.6
54	18	2.1	<b>2.0</b>	0.3	1.3	2.4	1.1	20	2.2	<b>2.0</b>	0.5	0.9	2.6	1.8
55	19	0.8	<b>0.8</b>	0.3	0.5	1.4	0.9	19	1.1	<b>1.4</b>	1.0	0.6	3.7	3.1
56	20	0.6	<b>0.7</b>	0.1	0.5	1.1	0.6	20	0.8	<b>0.8</b>	0.2	0.4	1.1	0.7
57	19	1.9	<b>2.3</b>	1.2	1.1	5.4	4.3	20	2.6	<b>2.6</b>	1.0	1.2	4.4	3.3
58	19	1.1	<b>1.0</b>	0.2	0.8	1.3	0.6	20	1.0	<b>1.0</b>	0.1	0.8	1.2	0.4
59	19	1.3	<b>1.3</b>	0.2	1.0	1.8	0.8	20	1.2	<b>1.2</b>	0.2	0.6	1.6	0.9
60	20	2.5	<b>2.5</b>	0.5	1.5	3.1	1.6	20	2.5	<b>2.4</b>	0.7	1.1	3.3	2.2

**Tabelle 3.1.5** Deskriptive Statistik. Messstrecken 45-60 (in mm)

Im Vergleich kann für die Strecken 56 und 58 die Nullhypothese verworfen werden.

### 3.1.6 Messstrecken 61-70: Hinterer Bogengang, Nachbarstrukturen Y-Ebene.

Abschnitt 2.7.5.2 gibt Auskunft über die nachfolgend aufgeführten Vermessungen.

Nr.	Mumien							moderne Felsenbeine						
	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R
61	18	5.3	<b>5.4</b>	0.5	4.6	6.3	1.8	20	5.7	<b>5.6</b>	0.8	4.6	7.0	2.4
62	17	5.0	<b>5.0</b>	0.4	4.3	5.8	1.5	20	5.2	<b>5.2</b>	0.8	3.9	6.9	2.9
63	18	0.9	<b>1.0</b>	0.1	0.7	1.3	0.6	20	1.0	<b>1.0</b>	0.2	0.6	1.3	0.8
64	19	0.9	<b>0.9</b>	0.1	0.8	1.1	0.3	20	0.8	<b>0.8</b>	0.1	0.6	1.1	0.6
65	19	0.9	<b>1.0</b>	0.2	0.7	1.5	0.8	20	1.0	<b>1.0</b>	0.1	0.8	1.3	0.4
66	20	0.9	<b>1.0</b>	0.1	0.8	1.3	0.4	20	0.9	<b>1.0</b>	0.2	0.7	1.4	0.8
67	18	7.3	<b>7.4</b>	0.4	6.7	8.3	1.6	20	7.4	<b>7.4</b>	0.8	6.0	9.1	3.1
68	18	7.8	<b>7.8</b>	0.5	7.1	8.8	1.8	20	8.3	<b>8.2</b>	0.7	7.0	9.6	2.6
69	18	2.8	<b>2.9</b>	0.5	2.1	4.1	2.0	20	2.8	<b>2.9</b>	0.6	2.1	4.1	2.0
70	18	4.9	<b>4.0</b>	1.9	0.1	6.5	6.4	20	5.1	<b>4.9</b>	1.7	1.4	7.3	5.9

**Tabelle 3.1.6** Deskriptive Statistik. Messstrecken 61-70. (in mm)

Bei keiner der Vergleiche bezüglich der Messstrecken 61-70 war die Nullhypothese auf dem gewählten Signifikanzniveau zu verwerfen.

### 3.1.7 Messstrecken 71-93: Oberer Bogengang, Nachbarstrukturen. X-Ebene.

Die Strecken 71-93 werden im Abschnitt 2.7.5.3 spezifiziert.

Nr.	Mumien							moderne Felsenbeine						
	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R	n	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	s	$x_{\min}$	$x_{\max}$	R
71	13	0.9	<b>0.9</b>	0.1	0.7	1.0	0.3	18	0.9	<b>0.9</b>	0.2	0.6	1.2	0.6
72	17	1.4	<b>1.4</b>	0.5	0.6	2.2	1.6	19	1.8	<b>1.7</b>	0.4	0.7	2.4	1.7
73	18	1.4	<b>1.4</b>	0.4	0.9	2.4	1.6	20	1.6	<b>1.6</b>	0.3	0.7	2.2	1.5
74	18	2.3	<b>2.5</b>	0.7	1.9	4.5	2.6	20	2.7	<b>2.8</b>	0.4	2.3	3.8	1.5
75	17	2.1	<b>2.3</b>	0.6	1.5	4.0	2.5	20	2.7	<b>2.8</b>	0.5	1.9	3.8	1.9
76	18	1.7	<b>1.9</b>	1.2	0.4	5.5	5.1	20	2.0	<b>2.2</b>	0.9	0.8	4.6	3.8
77	19	1.2	<b>1.3</b>	0.7	0.5	3.1	2.6	20	1.8	<b>1.8</b>	0.8	0.6	3.4	2.8
78	19	2.4	<b>2.3</b>	1.0	1.1	5.2	4.1	20	2.3	<b>2.5</b>	1.1	0.8	4.5	3.7
79	18	0.9	<b>0.9</b>	0.2	0.6	1.3	0.6	20	0.8	<b>0.8</b>	0.1	0.6	1.1	0.5
80	19	0.8	<b>0.8</b>	0.1	0.6	1.2	0.6	20	0.8	<b>0.7</b>	0.1	0.6	0.9	0.3
81	19	0.9	<b>0.9</b>	0.1	0.7	1.2	0.5	20	1.0	<b>0.9</b>	0.2	0.6	1.3	0.8
82	20	11.6	<b>11.5</b>	1.5	9.4	15.4	6.0	20	11.6	<b>11.4</b>	1.1	9.1	13.3	4.3
83	20	10.2	<b>10.1</b>	1.1	8.3	12.0	3.8	20	9.5	<b>9.4</b>	1.2	6.9	11.9	5.0
84	20	2.6	<b>2.8</b>	1.8	0.3	7.9	7.5	20	2.1	<b>2.2</b>	1.4	0.5	5.7	5.2
85	18	1.4	<b>1.4</b>	0.2	1.0	1.7	0.6	19	1.5	<b>1.5</b>	0.2	0.9	1.7	0.8
86	18	1.2	<b>1.2</b>	0.1	0.9	1.3	0.4	20	1.2	<b>1.2</b>	0.2	0.9	1.6	0.7
87	18	6.8	<b>6.7</b>	1.1	4.8	8.3	3.5	19	6.4	<b>6.6</b>	1.3	4.1	8.2	4.1
88	19	9.1	<b>9.1</b>	0.9	7.6	10.8	3.1	20	9.4	<b>9.6</b>	1.0	8.0	11.9	3.9
89	17	12.0	<b>12.2</b>	1.3	10.1	14.8	4.6	20	12.0	<b>12.1</b>	1.2	9.9	14.3	4.4
90	20	5.9	<b>5.9</b>	0.5	4.8	6.6	1.8	20	5.9	<b>5.9</b>	0.6	4.8	7.2	2.4
91	20	5.5	<b>5.5</b>	0.6	4.6	6.8	2.3	20	5.6	<b>5.6</b>	0.5	4.6	6.6	2.1
92	19	6.7	<b>6.8</b>	0.3	6.3	7.6	1.2	20	6.6	<b>6.6</b>	0.3	6.1	7.2	1.1
93	20	8.2	<b>8.1</b>	0.5	7.1	9.0	1.9	20	8.0	<b>8.1</b>	0.5	7.2	9.0	1.8

**Tabelle 3.1.7** Deskriptive Statistik. Messstrecken 71-93. (in mm)

Signifikante Unterschiede fanden sich im Vergleich bezüglich der Messstrecken 72, 74, 75, 77, 83 und 92.

### 3.2 Vergleichsstatistik

In der folgenden Tabelle werden die Teststatistik, die p-Werte und mittleren Rangsummen bezüglich der Strecken, bei denen sich signifikante Unterschiede zeigten, aufgeführt.

Nr.	U	p	mittlere Rangsummen (Mumien)	mittlere Rangsummen (heutige Felsenbeine)
2	75	0.00045	26.750	14.250
4	110	0.01384	16.000	25.000
5	110	0.01398	25.000	16.000
17	127.5	0.04909	24.125	16.875
30	69	0.00041	13.632	26.050
35	121	0.03190	16.550	24.450
56	108.5	0.01228	15.925	25.075
58	116	0.03499	23.895	16.300
72	92	0.02674	14.412	22.158
74	85	0.00459	14.222	24.250
75	69.5	0.00161	13.088	24.025
77	118	0.04274	16.211	23.600
83	126	0.04516	24.200	16.800
92	119	0.04560	23.737	16.450

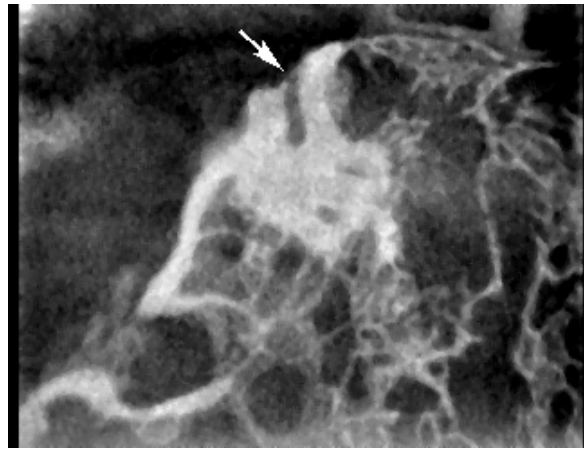
**Tabelle 3.2.1** Messstrecke (Nr.), Teststatistik (U), P-Wert (p), mittlere Rangsummen

### 3.3 Reproduzierbarkeit der Messstrecken

Von allen möglich darstellbaren Messstrecken in jeweils der Mumiengruppe oder der modernen Schädelgruppe (pro Gruppe: 1860 Messstrecken = 93 Messstrecken pro Präparat \* 20 Präparate) ließen sich in den heutigen Felsenbeinen 99,7% darstellen sowie vermessen, in den Mumien 95,2%.

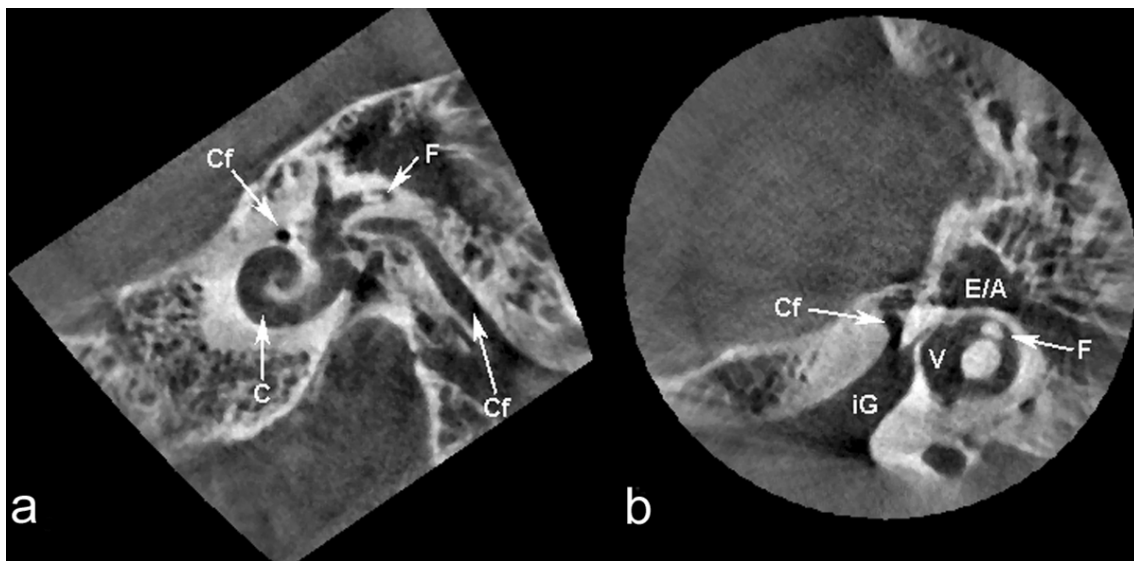
### 3.4 Ossikel, knöcherne Pathologien und Artefakte in der Mumiengruppe

Bei der Inspektion der Felsenbeinschnittbilder ließen sich bis auf eine Dehiszenz eines oberen Bogenganges (Felsenbein O, Abbildung 3.4.1) keine pathologischen Veränderungen feststellen.



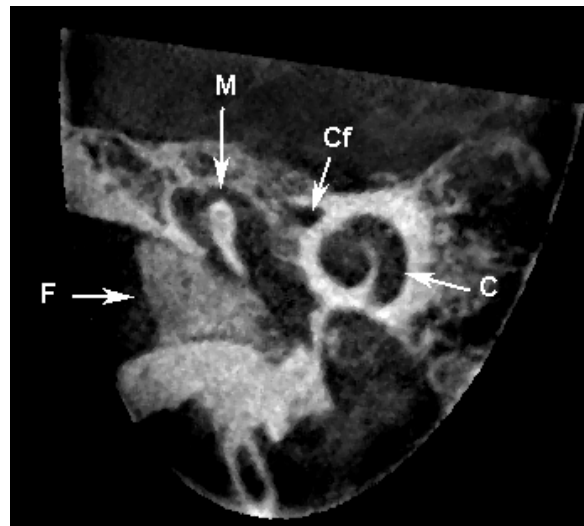
**Abbildung 3.4.1** Dehiszenter Canalis semicircularis sup. (Pfeil) im Felsenbein O.

Desweiteren ließen sich in unterschiedlichen Präparaten Fremdkörper innerhalb des Labyrinthes, des äußeren Gehörganges und in Form von Auflagerungen auf der Felsenbeinpyramide (z.B. eingetrocknete Weichteilreste oder Salbreste) erkennen. Die folgenden Abbildungen verdeutlichen dies beispielhaft.



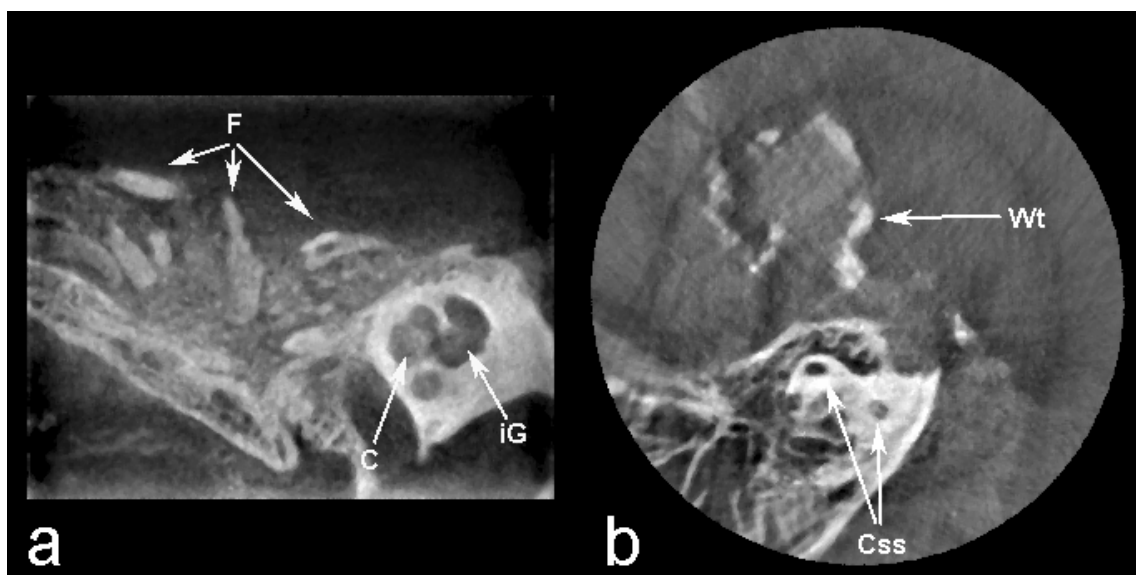
**Abbildung 3.4.2** Felsenbein H. Schnittbilder in zwei verschiedenen Ebenen (a = ebenenparallel zur Cochlea, b = nahezu axialer Schnitt). Zu erkennen sind: Fremdkörper im lateralen Bogengang (F), Canalis facialis (Cf), Cochlea (C), innerer Gerhögang (iG), Vestibulum (V) und Epitympanon/Antrum mastoideum (E/A)





**Abbildung 3.4.3** Felsenbein I. Ein Fremdkörper (F) befindet sich im äußeren Gehörgang - bis dorthin vorgeschoben, wo sich das Trommelfell befindet bzw. befinden müsste. Außerdem sind der Hammer (M), der Fazialiskanal (Cf) und die Cochlea (C) dargestellt.

Auch Auflagerungen von Fremdkörpern in den Fossae cranii auf das Felsenbein konnten im DVT nachgewiesen werden, was nachfolgende Abbildungen beispielhaft zeigen.



**Abbildung 3.4.4** Bild a zeigt scherbenartige Auflagerungen (F) auf das Felsenbein O. Weiterhin sind die Cochlea (C) und der Fundus des inneren Gehörganges (iG) erkennbar. Im Bild b, das einen relativ hohen, nahezu axialen Schnitt durch das Felsenbein P zeigt (oberer Bogengang angeschnitten (Css)), findet sich ebenfalls Fremdmaterial (Wt).

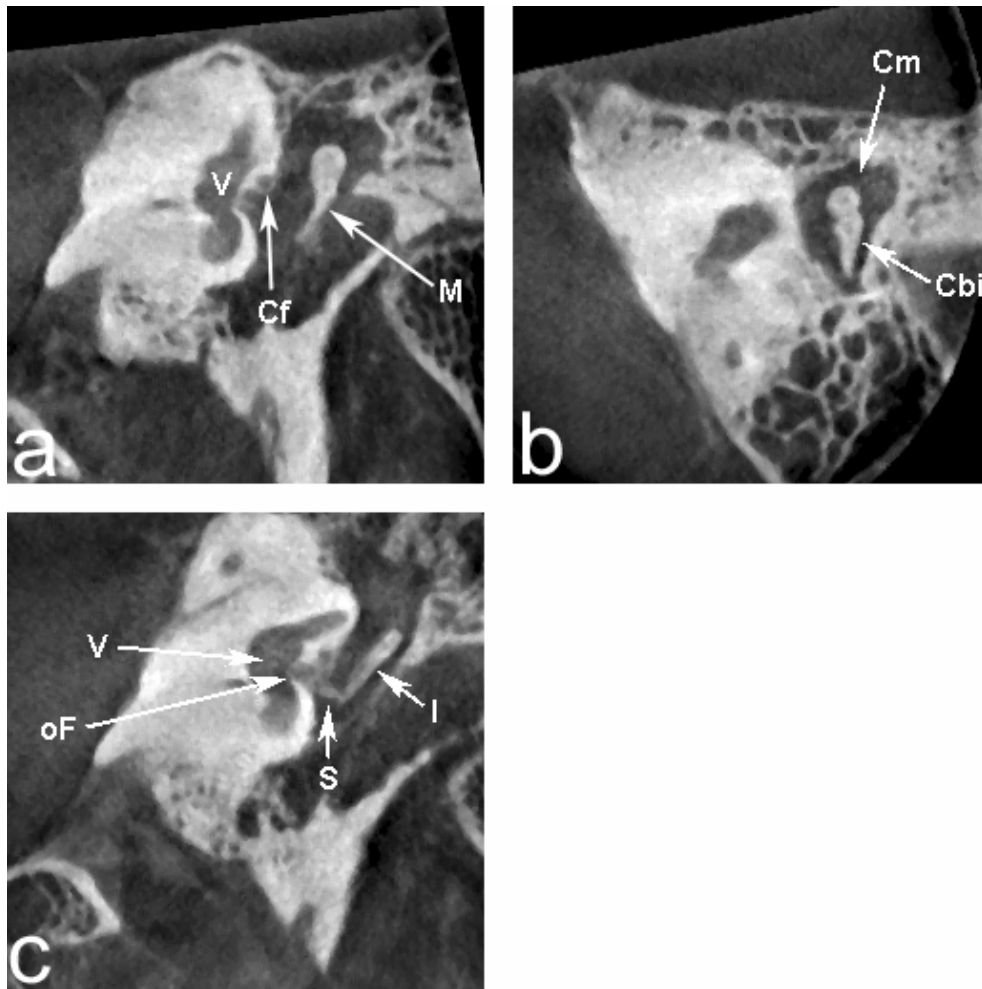
Laut Harbort [45] handelt es sich bei den in Abbildung 3.4.4 a dargestellten Fremdkörpern (F) möglicherweise um Fragmente einer verzierten Stuckmaske. Das Fremdmaterial in Abbildung 3.4.4 b ist eingetrocknetes Weichteilgewebe (Hirn) [45].

Die Gehörknöchelchen wurden, sofern sie vorhanden waren, in den Felsenbeinen der Mumien aufgesucht und dargestellt. In sechs Felsenbeinen konnten intakte Ketten festgestellt werden, in sieben Felsenbeinen waren die Ossikel disloziert (meist ins Epitympanon oder Antrum mastoideum). In sechs weiteren Felsenbeinen konnten keine Ossikel identifiziert werden (Tabelle 3.4.1).

Mumie	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10
Seite	l	r	l	r	l	r	l	r	l	r	l	r	l	r	l	r	l	r	
Keine Ossikel							x		x	x	x				x	x			
Malleus (m) vorhanden		x	x	x	x	x						x	x	x			x	x	
Incus (i) vorhanden		x	x	x	x			x				x	x	x			x	x	x x
Stapes (s) vorhanden	x	x	x	x									x				x	x	
Ossikelkette intakt		x	x	x									x				x	x	
normale Position	s				m									m					
im Antrum mastoideum								i				i							i i
im Epitympanon					i									i					
im Mesotympanon						m						m							

**Tabelle 3.4.1** Übersicht über die Beurteilung der Gehörknöchelchen in den Felsenbeinen der Mumien. (x = vorhanden, l = links, r = rechts, m = Malleus, i = Incus, s = Stapes)

Exemplarisch verdeutlicht Abbildung 3.4.5 eine intakte Gehörknöchelchenkette:



**Abbildung 3.4.5** Felsenbein B. Darstellung einer intakten Gehörknöchelchenkette. Zu erkennen sind im nahezu frontalen Schnitt (a) Malleus (M), Vestibulum (V) und Canalis facialis (Cf). Im nahezu axialen Schnitt auf Höhe des Epitympanons (b) ist das Hammer-Amboss-Gelenk bestehend aus Caput mallei (Cm) und Crus breve incudis (Cbi) dargestellt. Bild c ist nahezu frontal geschnitten und weiter posterior als a positioniert. Zu erkennen sind Incus (I) und Stapes (S) sowie Vestibulum (V) und das ovale Fenster (oF).

## **4 Diskussion**

### **4.1 Die DVT im Vergleich mit computertomographischen Verfahren**

Mit der DVT steht nun ein weiteres hilfreiches Instrument für die Bildgebung des Felsenbeines zur Verfügung. Zu den Vorteilen gehören insbesondere die sehr hohe Auflösung, die hohe Bildqualität und die geometrische Genauigkeit. Weiterhin ist die Strahlenbelastung durch effiziente Nutzung der Röntgenenergie erheblich niedriger als bei der CT. Die Aufnahmedauer ist gering. Auch im Hinblick auf die Anschaffungskosten unterbietet die DVT die CT. Nachteilig sind die kleine Zielregion und die schlechtere Darstellbarkeit von Weichteilgewebe. Diese vornehmlich in der zahnmedizinischen und radiologischen Literatur [4, 15, 24, 28, 29, 38, 48, 49, 73, 76, 81, 85, 102, 112, 118, 143, 146] beschriebenen Vor- und Nachteile verschiedener DVT-Modelle werden in den folgenden Abschnitten genauer erläutert.

Die DVT ermöglicht mit 0,125mm eine sehr geringe Schichtdicke und einen sehr kleinen Schichtabstand. Die geringe Schichtdicke unterbietet die der HRCT [70, 145]. Diese nutzt hingegen routinemäßig Schichtabstände von 0,5-1mm. Nicht alle Strukturen des Felsenbeines werden daher mit der HRCT derart detailliert dargestellt. So lassen sich mit dieser Technik beispielsweise der Stapesbogen oder der Prozessus lenticularis nicht regelmäßig demonstrieren, was aber bei der Suche nach der Ursache einer Schallleitungsschwerhörigkeit von entscheidender Bedeutung sein kann [28]. Zur Veranschaulichung ist im DVT-Schnittbild Abbildung 1.2.4 d ein Stapes dargestellt. Beide Crurae lassen sich voneinander differenzieren. Kaum eine alternative Methode bietet die Möglichkeit, die Ossikel so präzise darstellen [28]. Die Methode der MSCT ermöglicht Schichtdicken um 0,3mm, wobei aber eine höhere Strahlendosis in Kauf genommen werden muss. Eine weitere Möglichkeit bei der HRCT den Schichtabstand zu verringern, ist, die Schichten überlappen zu lassen, was aber Einbußen beim Kontrast und der Schärfe nach sich zieht [28]. Einen volumetrischen Datensatz indessen generiert die Spiral-CT. Daher können, wie bei der DVT, nach einem Scan beliebige Schnitte rekonstruiert werden. Im Vergleich zur HRCT ist die notwendige Zeit zur Berechnung selbiger aber verlängert.

Weitere Methoden der röntgenologischen Felsenbeinbildgebung werden im Folgenden beschrieben. So stellten Postnov et al. Felsenbeine quasihistologisch mit einem Micro-

CT mit einer Auflösung von  $9\mu\text{m}$  dar [94]. Diese Micro-CTs ermöglichen sogar eine Auflösung bis zu  $1\mu\text{m}$  [103]. Sie sind aber nicht zur Anwendung am Patienten geeignet, da diese Geräte sehr klein sind. So kommen sie nur für die Darstellung kleiner Präparate in Frage. Gupta et al. präsentierten im Jahre 2004 einen experimentellen Volumen-CT-Scanner, dessen Grundprinzip der DVT sehr ähnlich ist. Dieser Scanner erreicht eine Auflösung von  $0,15\text{mm}$  - zu einem Zeitpunkt, an dem die DVT bereits  $0,125\text{mm}$  aufzulösen imstande ist (zum Vergleich: MSCTs bieten zu dieser Zeit eine Auflösung von  $0,5\text{mm} \times 0,5\text{mm}$  bei einer Schichtdicke von  $0,5\text{--}1\text{ mm}$ ) [42], sowie schon für die Anwendung am Patienten zugelassen ist.

Die hohe Ortsauflösung und die Isotropie der Voxel eröffnen einen weiteren, vor allem in der Klinik nutzbringenden Vorteil: die freie Rekonstruierbarkeit von Schnittbildern in beliebigen Schichten und Winkeln. So können mittels eines einzigen Scans alle diagnostisch wichtigen Schnitte rekonstruiert werden, was Kosten und weitere Strahlenbelastung einspart [76]. Insbesondere die Isotropie ermöglicht eine verzerrungsärmere Rekonstruktion [115]. Dass mit Hilfe rekonstruierter Schnittbilder überhaupt sinnvolle Distanzmessungen durchgeführt werden können, berichteten Chan et al. am Beispiel von HRCT Aufnahmen [19].

Die DVT ist für die Beurteilung von Hochkontraststrukturen sehr gut geeignet. Auch in der Nähe von Fremdkörpern, wie zum Beispiel Mittelohrprothesen, bietet die DVT eine gute Darstellung, da die durch alloplastische Materialien hervorgerufenen Bildartefakte gering ausfallen [38]. Zur Darstellung von Weichteilstrukturen allerdings ist die DVT weniger gut geeignet [4, 24].

Ein weiterer Nachteil beim hier verwendeten DVT-Modell im Vergleich zur CT ist die Größe der Zielregion. Ein zylindrisches Zielvolumen von  $3\text{ cm}$  Höhe und  $4\text{ cm}$  Grundflächendurchmesser ist für ein Felsenbein ausreichend, aber bei weitem kleiner als bei Untersuchungen mit herkömmlichen CTs. Räumlich ausgedehntere Pathologien können somit nur unzureichend beurteilt werden. Zukünftige Accu-I-Tomo-Modelle werden ein größeres Zielgebiet erfassen, sowie eine bessere Graustufenauflösung bieten.

Eine kurze Aufnahmezeit verringert die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Bewegungsartefakten durch den Patienten [15]. Bei unruhigen, agitierten Patienten

kann jedoch innerhalb der 17 Sekunden Aufnahmezeit einer DVT-Untersuchung eine Bewegungsunschärfe resultieren. Mit einer entsprechenden Fixationsmöglichkeit für den Kopf, kann dem aber entgegengewirkt werden. Im Rahmen dieser Arbeit stellte dies kein Problem dar, da mit leblosen Präparaten gearbeitet wurde.

Die durch eine DVT-Untersuchung verursachte Strahlenbelastung ist verhältnismäßig gering. Die effektive Strahlendosis liegt unter 8  $\mu\text{Sv}$  für die Felsenbeinregion. Das entspricht ca. 1% der Dosis eines entsprechenden Spiral-CTs des Os temporale [28, 56, 145]. Dieses Charakteristikum ist insbesondere in der klinischen Routine im Rahmen des Patientenschutzes vorteilhaft und von großer Bedeutung.

Die unkomplizierte Bedienung und die im Vergleich zu einem CT-Gerät geringen Anschaffungskosten des DVT eröffnen die Möglichkeit der Nutzung auch in kleineren Einrichtungen [85]. Der Preis eines DVT-Gerätes liegt unter 200.000 Euro, der von CTs zwischen 250.000 Euro und 1.000.000 Euro. Auch als mobiles Gerät zur intraoperativen Anwendung steht eine DVT-Variante mittlerweile zur Verfügung [50].

Werden die genannten Vorteile sowie Nachteile betrachtet und gegeneinander abgewogen, wird offenbar, dass die DVT das Potential besitzt, sich in Zukunft als Alternativmethode neben der CT zur Darstellung kleiner knöcherner Strukturen des Felsenbeines zu etablieren.

#### **4.2 Definition von Schnittebenen und Strecken zur Vermessung mit der DVT**

Damit Messstrecken exakt und reproduzierbar positioniert werden können, müssen die Schnittbilder, in denen die relevanten Strukturen vermessen werden sollen, ebenso reproduzierbar sein. Dies ist essentiell, damit die Messungen nicht aufgrund verschiedener Anschnittwinkel schwanken, sondern nur aufgrund wahrer Größenunterschiede. Es existieren einige, in der Literatur beschriebene Verfahren zur Vermessung von Felsenbeinen. Diese waren aber nicht ohne weiteres auf die Anwendung mit der DVT übertragbar: Das Scanvolumen der DVT umfasst ein Zylinder von 4 cm Durchmesser und 3 cm Höhe (Abbildung 1.2.1). Folglich findet in einer derartig kleinen ROI (Region of Interest) zwar ein Felsenbein Platz, aber keine weiter entfernten Strukturen wie beispielsweise die Orbita. Messmethoden aus der Literatur,

die im Weiteren beschrieben werden, definieren ihre Schnittebenen zumeist durch die Standardebene, wie axial, coronal oder sagittal, die wiederum an bestimmten anatomischen Landmarken wie z.B. der Stirn oder der Orbito-Meatal-Linie orientiert sind. Eine derartige Orientierung ist im DVT nicht möglich, da Strukturen wie die Orbita im Scanvolumen nicht mit enthalten sind. Für die DVT war zum Zeitpunkt der Durchführung dieser Studie noch kein Verfahren zur Vermessung von Felsenbeinen beschrieben. So war es notwendig, Schnittebenen und Messstrecken festzulegen.

Bevor diese neuen Schnittebenen und Messstrecken definiert wurden, waren Versuche unternommen worden, in der Literatur bereits vorgeschlagene Messmarken zu verwenden. Erste Versuche im DVT Schnittbilder zu erhalten, welche anatomischen Sägeschnitten von Lang et al. [64, 65, 66, 67, 68] in frontaler und axialer Ebene ähneln sollten, scheiterten. Lang orientierte sich an der Achse des inneren Gehörgangs, die er mit Hilfe eines Stabes ermittelte [68] und fertigte anatomische Sägeschnitte parallel zu dieser Achse in Frontal- und in Axialebenen an. Die veröffentlichten Schemazeichnungen von Lang zeigen diese Schnitte. Es wurde versucht, diese im DVT mittels freier Rekonstruktion nachzuvollziehen. Dennoch erschien es fast unmöglich, regelmäßig gleichzeitig alle Strukturen darzustellen, die Lang in den Schemata seiner Schnitte ausgewiesen hat. Takagi et al. [127] berichteten, dass solch einfaches Schneiden aufgrund des variierenden Schnittwinkels Darstellungsfehler in sich birgt und daher keine Schnittbilder, die verlässlich reproduzierbar wären, so zu erzeugen seien.

Lang machte kaum Angaben zur Reproduzierbarkeit seiner Sägeschnitte. Eventuell sollte hier zu einer Überprüfung geraten werden. Auch schienen seine Schnittenweisungen zu unpräzise, um vergleichende Messungen erhalten zu können (z.B. „Die erste [transversale] Schnittebene führt durch die Dachregion des Porus und des Meatus acusticus internus“; „... durch die Bodenregion...“ [65, 66]). Allerdings muss berücksichtigt werden, dass anatomische Sägeschnitte sicher nicht definierter erzeugt werden können, da ein Blick ins Innere des Felsenbeines erst nach dem Eröffnen möglich ist. Daher sprach Lang weniger von einer verlässlichen Größenbestimmung, als eher über Lage und Lagevariationen der Kanalsysteme des Os temporale.

Schon an diesem Punkt stellte sich die Frage, ob eine Standardisierung der Schnitte an den Standardebenen (definiert z.B. durch die Stirn oder die Orbito-Meatal-Linie) oder am Meatus acusticus internus allein als ausreichend gelten sollte, um Strukturen im Felsenbein reproduzierbar darstellen zu können. Diese Frage wurde hier verneint, da der innere Gehörgang erstens in seiner Gesamtheit als morphologisch recht variabel gilt [97]. Zweitens, was viel wichtiger erscheint, vermögen die räumlichen Beziehungen der Strukturen innerhalb des Os temporale zum Meatus acusticus internus durchaus zu variieren. So zitiert beispielsweise Lang selbst, dass laut Evans et al. (1954) die Canales semicirculares anteriores auch seitlich oder vertikal abgesenkt vorkommen können. Außerdem legt die Betrachtung der Embryonalentwicklung – z.B. das Einwandern des Ohrbläschens und Ausdifferenzieren zum Vestibulocochlearapparat - den Gedanken nahe, dass innerhalb eines Felsenbeines selbst, variable relative Lagebeziehungen der Strukturen untereinander vorherrschen können. Dies gilt insbesondere bezüglich des Verlaufes von Nerven und Gefäßen. Dass diese natürlichen Schwankungen nicht selten sind, wird auch von weiteren Autoren berichtet [20, 88, 133]. Derartige Variationen zu beschreiben waren Langs Ziel. Dennoch ist es in seinen Arbeiten nicht zu differenzieren, ob und zu welchem Anteil die festgestellten Lagevariationen durch die wahre Lage der Strukturen oder durch seine Schnittführungen bedingt sind.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es jedoch, präzise beschreibende und vergleichende Messungen durchzuführen. Daher lag in diesem Falle mehr Gewicht auf der Frage, möglichst wenig durch die Schnittführung variierende Messstrecken auszumachen. Da mit der DVT freies Rotieren und Schneiden der ROI realisierbar war, erschien es vorteilhaft, sich diesbezüglich an den zu vermessenden Strukturen selbst zu orientieren. So sollte es gelingen, Verfälschungen durch diese eben genannten Schnittvariabilitäten zu reduzieren, denn die anatomischen Variabilitäten einiger Strukturen selbst, im Gegensatz zu deren Beziehung zu anderen, scheinen relativ klein zu sein [33]. So ist es unschwer vorstellbar, dass auch die Position einer interessierenden Struktur im Felsenbein relativ zu einer Hauptebene, die durch entfernte anatomische Landmarken definiert wird, schwankt. Diese Schwankung kann durch Ausrichtung der Vermessungsschnittebene an der zu vermessenden Struktur selbst minimiert werden. So beziehen sich die Schnitte, die zwecks Vermessung der Cochlea angefertigt wurden in räumlicher Positionierung an der Cochlea selbst, die für die Vermessung des Fazialisknies, an dessen eigener Lage und die für die Messungen im Bereich des Vestibularapparates, am Vestibularapparat selbst. Dieser bildet mit seinen



drei Bogengängen ein natürliches und hilfreiches Raumkoordinatensystem zur Orientierung. Die gleichzeitige Darstellung aller drei Raumebenen durch die DVT ermöglichte eine exakte Positionierung, da in jeder Ebene die in Abschnitt 2.7 vorgeschlagenen anatomischen Landmarken dargestellt werden mussten, um eine genaue Raumposition und damit genaue Anschnitte des Felsenbeines zu erhalten.

Weiterhin war die strikte Definition der Messstrecken zum Zwecke guter Reproduzierbarkeit wichtig. Auch hier wurden Längs Messmarken als zu vage erachtet. Häufig wird z.B. vom „Abstand“ einer Struktur zur anderen gesprochen, ohne exakt zu erläutern, an welchen Punkten sich dieser festmacht oder ob der kleinste oder größte Abstand gemeint ist. Um dies zu vermeiden, wurden in der vorliegenden Arbeit die Messstrecken eindeutig bestimmt: Entweder wurden konkrete Punkte angegeben oder eine geometrische Definition (Ausrichtung und Begrenzung) durchgeführt, wenn keine geeigneten Bezugspunkte zu finden waren. So konnten die Messstrecken auch in letzterem Fall eindeutig positioniert werden.

Purcell et al. [97] schlugen anhand von computertomographisch erstellten axialen und coronalen Schnittbildern fünfundzwanzig Messmarken vor. Auch diese konnten nicht ohne weiteres in dieser Arbeit angewandt werden, da dort die Bildebenen ebenfalls durch die radiologischen Hauptebenen bestimmt wurden. Diese Ebenenstandardisierung wurde aus oben genannten Gründen als nicht ausreichend erachtet. Beispielsweise wird die „knöcherne Insel“ (bei einem Anschnitt parallel zum Bogengang erscheint dieser im Schnittbild als „Ring“ in dessen Zentrum sich die „knöcherne Insel“, so wie Purcell sie nennt, befindet) des lateralen Bogenganges dort in axialer Ebene vermessen. Nicht immer befindet sich der laterale Bogengang parallel zu einer Axialebene, was diese Messmarke verfälscht. Mit der in dieser Studie erarbeiteten DVT-Vermessungsmethode ist es durch das Rekonstruieren hingegen fast immer möglich, den Bogengang schnittebenenparallel einzustellen und zu vermessen. Schon an diesem Beispiel wird deutlich, dass eine Ebenenausrichtung an den Standardebenen nicht ausreichend sein kann. Außerdem ließ das Fehlen einer Stirn oder einer Orbita im gescannten DVT-Volumen jenes ohnehin nicht zu.

Eine weitere Methode schlug Spoor vor und verwendete sie für Vergleiche von Felsenbeinen moderner Menschen mit beispielsweise Neanderthalern [114, 116, 117]. Mit seiner Methode vermaß er Cochlea und Vestibularorgan in CT-Schnittbildern. Sehr

genau gab er an, wie er seine Messmarken positionierte. Daher konnten auch aus seiner Methode einige Messstrecken in modifizierter Weise übertragen werden. Allerdings bot er keine Messmarken für das Mittelohr oder den inneren Gehörgang. Auch ist die Ebene, die er zur Orientierung benutzte, im DVT nicht nachvollziehbar. Spoor verwendete die nasionbiaurikuläre Ebene als transversale Ebene. Das Nasion ist aber im DVT-Volumen nicht enthalten. Diese Ebene soll annähernd parallel zum lateralen Bogengang orientiert sein und somit auch orthogonal zu den anderen beiden Bogengängen [117]. Das hat den Vorteil, dass, der laterale Bogengang komplett einsehbar sein sollte. Um aber die Durchmesser der anderen Bogengänge zu messen, sind diese in zu ihnen senkrechten Ebenen aufzusuchen. Aus den betreffenden Schnittbildern, muss jenes Schnittbild gesucht werden, in dem die zwei Kanalanschnitte des jeweiligen Bogenganges (wie z.B. in Abbildung 1.2.3 a, Nr. 5 und 6), den größten Abstand haben. In diesem Bild kann dann der wahre Durchmesser des Bogenganges vermessen werden. Mit den Rekonstruktionsmöglichkeiten der DVT entfällt diese Suche, denn korrekt eingestellt, können alle Bogengänge in allen drei Ebenen gleichzeitig und vollständig dargestellt (Abbildung 2.7.16) werden. Die Durchmesser lassen sich somit direkt vermessen.

Manolidis et al. [77] nutzten die Möglichkeit der freien Rekonstruktion von Schnittbildern. Sie zeigten zuvor, dass so geometrisch akkurate Ergebnisse zustande kommen können [19]. Sie gaben Beispiele für Vermessungen von chirurgisch wichtigen Distanzen vor allem bezüglich der größeren Strukturen des Felsenbeines, wie z.B. des Canalis caroticus.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass mehrere Vorschläge für die Vermessung des Felsenbeines insbesondere mit der CT existieren. Allen gemein ist, dass sie sich an den Standardraumebenen orientieren und somit eine Übertragung auf die DVT nicht ohne weiteres möglich war.

Wie in Abschnitt 3.3 dargelegt, betrug der Anteil der darstellbaren Messstrecken an der Anzahl aller zuvor festgelegten Messstrecken bei den heutigen Felsenbeinen 99,7% und bei den Mumien 95,2%. Der Anteil der Nichtdarstellbaren resultierte daraus, dass die Strukturen nicht konstant knöchern begrenzt und somit radiologisch gut darstellbar vorlagen, dass sie durch Mumienartefakte verfälscht und unvermessbar wurden oder dass sie exzentrisch lokalisiert waren. Lediglich letzter Punkt ist der, der sich auf die

Reproduzierbarkeit der Messstrecken im eigentlichen Sinne bezieht, da er durch die Variabilität der anatomischen Strukturen sowie der Schnittebenen beeinflusst wird. Unter Betrachtung der Messstrecken in den modernen Felsenbeinen lässt sich feststellen, dass lediglich 6 von insgesamt 1860 potentiell möglichen Messmarken in dieser Gruppe nicht zu vermessen oder aufzufinden waren. Aufgrund dieser geringen Zahl nicht darstellbarer Strecken, erübrigt sich eine diesbezügliche Betrachtung hinsichtlich einzelner Schnitte. Es ist insbesondere wichtig die Gruppe der heutigen Felsenbeine zu bewerten, da diese weniger mit Artefakten wie Salbresten (Mumifikation), Zerstörungsartefakten durch die Mumifikation oder durch das hohe Präparatealter belastet sind.

#### **4.3 Versuchsplanung und Vorgehen**

Für ein wissenschaftlich korrektes Vorgehen soll die Planung geschehen, bevor eine Datenerhebung stattfindet. Dies soll dazu beitragen, eine systematische Verzerrung der Auswertung zu vermeiden. In dieser Arbeit wurde dies berücksichtigt.

Felsenbeine von altägyptischen Mumien sollten mit der DVT untersucht werden. Dabei sollte zuerst eine Beurteilung eventueller Pathologien stattfinden. Weiterhin sollten die Gehörknöchelchen aufgesucht, sowie beschrieben und anschließend, nach Definition eines Vermessungsverfahrens, ein Vergleich der anatomischen Größenverhältnisse der Mumien mit denen in heutigen Felsenbeinen durchgeführt werden (Hypothesen:  $H_0: \Delta=0$ ;  $H_1: \Delta \neq 0$ ;  $\Delta$  = Verschiebungsparameter der zu vergleichenden Verteilungen).

Mögliche Faktoren wurden aus der Literatur identifiziert, die als Störfaktoren Einfluss auf die anatomischen Verhältnisse haben könnten. Der erste zu berücksichtigende Störfaktor war das biologische Alter [27, 55, 60, 69]. Da nur erwachsene Individuen verwendet wurden und das Innenohr postnatal kaum einem Wachstum unterliegt, hatte dieser Faktor keine Bedeutung.

Weiterhin gibt es Hinweise aus kleinen Studien, dass das Geschlecht in Form eines Dimorphismus' einen Einfluss auf die Größenverhältnisse des Innenohres haben könnte [106, 107]. Andere Studien behaupten das Gegenteil [77]. In Arbeiten von Purcell und von Spoor [98, 116], in denen Felsenbeinstrukturen vermessen und mit Kontrollen

verglichen wurden, wurden potentielle Dimorphismen nicht berücksichtigt. Aufgrund der genannten kleinen Studien kann ein sexueller Dimorphismus nicht auf alle Felsenbeinstrukturen unterstellt werden. Ein Vergleich von männlichen und weiblichen Felsenbeinen untereinander kam nicht in Frage, da die Gruppengrößen mit jeweils 4 weiblichen Felsenbeinen im Vergleich mit 16 männlichen zu gering waren. Die Auswahl der modernen Schädel wurde dennoch so gestaltet, dass diese Gruppe die gleiche Geschlechtsproportion besaß wie die Mumiengruppe, um diesen Faktor zu kontrollieren. Zum Vergleich wurde der U-Test benutzt. Dieser ist nonparametrisch, was bedeutet, dass er keine bestimmte Verteilungsform der Messwerte fordert, sondern nur eine Formgleichheit der zu vergleichenden Verteilungen. Sollte das Geschlecht wider erwarten doch einen Einfluss auf die Felsenbeine gehabt haben, so würde dies für eine „Verformung“ der Verteilungen sorgen. Da aber die Geschlechterproportionen in beiden Gruppen ähnlich waren, würde auch in diesem Fall eine Formgleichheit der Verteilungen herrschen und der U-Test kaum beeinflusst werden, da er auf „Verschiebungen“ homomerer Verteilungen reagiert. Dadurch gelang es, das Geschlecht als potentiellen Faktor zu berücksichtigen.

Gleiches gilt für den Faktor „Seite“. Lang lieferte Hinweise auf Rechts-Links-Unterschiede [64], Manolidis hingegen gegenteilige Aussagen [77]. Nach Betrachtung von Langs Vorgehensweise, die in Abschnitt 4.2 kritisiert wird, wurde diesem Faktor ebenfalls kein relevanter Einfluss zugesprochen. Dennoch sind auch hier die Seitenverhältnisse in den Vergleichsgruppen immer ähnlich, so dass der U-Test in seiner Aussage kaum berührt würde. J.D. Swartz [126], berichtete in persönlicher Korrespondenz, dass ihm in seiner bisherigen Arbeit bis jetzt noch keine signifikanten Geschlechts- oder Seitenunterschiede aufgefallen seien. Auch Professor F. Spoor, der ebenfalls große Erfahrung auf diesem Gebiet besitzt, bestätigte nach Anfrage, dass er ebenfalls Seiten- und Geschlechtsunterschiede für unbedeutend hält.

Dreiundneunzig exakt lokalisierbare Strecken wurden zur Vermessung ausgewählt. Nach der Präparatewahl fand eine erste Bildgebung statt sowie eine Einschätzung der Darstellbarkeit der Messstrecken. Im Falle einer Nichtdarstellbarkeit musste diese Strecke ausgeschlossen werden. Anschließend wurden die Messungen durchgeführt. Zur Reduzierung des zufälligen Fehlers wurde in zwei Runden vermessen (mehr als etwa 7000 Rohmesswerte) und anschließend Mittelwerte gebildet, die dann weiter verwendet wurden. Ähnlich gingen Takegoshi et al. vor [131, 132].

Als Vergleichsinstrument wurde der U-Test (Mann-Whitney) für unverbundene Stichproben gewählt [12, 46, 135, 141]. Das Signifikanzniveau betrug  $\alpha = 0,05$ . Der U-Test ist nonparametrisch. Dies ist eine wichtige Voraussetzung, da Normalverteilung der Messwerte nicht von vornherein angenommen werden kann. Die meisten Verteilungen quantitativer Daten in der Medizin liegen nicht als Normalverteilung vor [141]. Ein Test zur Prüfung auf Normalverteilung als Voraussetzung für einen parametrischen Test erschien bei einer Gruppengröße unter zwanzig als nicht sinnvoll [141]. Weiterhin hätte ein solcher Test bei Signifikanz mit großer Sicherheit nur nachweisen können, dass keine Normalverteilung vorläge. Gelänge dieser Nachweis nicht, so hätte nicht das Gegenteil geschlussfolgert werden dürfen [135]. Der U-Tests prüft zwei homomere Verteilungen auf eine Verschiebung gegeneinander. Dazu werden Werte nach Rängen geordnet. Aus den mittleren Rangsummen kann dann bei Signifikanz auf die Richtung eines Unterschiedes geschlossen werden [12].

Bei der Interpretation von Statistiken, sowie allgemein der beschreibenden Darstellung von Beobachtungen stellt sich die Frage nach Verallgemeinerbarkeit. Die Untersuchung auf Pathologien und die Beschreibung der Gehörknöchelchen, bezieht sich ausschließlich auf das Untersuchungsgut. Es können keine verallgemeinernden Schlüsse bezüglich einer potentiellen Grundgesamtheit gezogen werden. Im Hinblick auf die Messstrecken wurden deskriptive Statistiken angefertigt. Das heißt, es wurden arithmetische Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen, Minima, Maxima und Streubreiten zur Beschreibung der Verteilung der Messwerte jeweils einer Messstrecke in einer bestimmten Stichprobe ermittelt. Mit der hier eingeführten Messmethodik können Felsenbeine im Rahmen größerer Stichproben untersucht werden, um verallgemeinerbare radioanatomische Erkenntnisse zu gewinnen. In folgenden Abschnitten wird die erstellte deskriptive Statistik im Zusammenhang mit Ergebnissen anderer Autoren besprochen. Dies geschieht zur Erhöhung der Einschätzbarkeit der hier gewonnenen Ergebnisse und zur Vermittlung eines Überblickes über den derzeitigen Kenntnisstand. Einen Vergleich im mathematischen Sinne mit Ergebnissen anderer Autoren kann nicht dargeboten werden.

Ähnliche interpretative Vorüberlegungen müssen bei der Betrachtung der vergleichenden Statistik stattfinden. Die Fragestellung lautete vereinfacht: Gibt es signifikante Unterschiede der Felsenbeinanatomie der untersuchten Mumienfelsenbeine

im Vergleich zu heutigen Felsenbeinen (ungerichtete Alternativhypothese)? Zwei Aussagen sind möglich. Ja ( $H_1$ ), es gibt signifikante Unterschiede oder nein,  $H_0$  ist auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha$  nicht zu verwerfen. Nach Berechnung der Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p$  gilt es, eine Testentscheidung zu fällen, die sich am vorher festgelegten Signifikanzniveau orientiert. Stellt sich ein signifikanter Unterschied dar, so ist die Nullhypothese mit großer Sicherheit zu verwerfen. Stellt sich kein signifikanter Unterschied dar, so kann die Nullhypothese nicht verworfen werden. Hierbei können Entscheidungsfehler begangen werden. Das Risiko erster Art bezeichnet das Risiko, eine in Wirklichkeit geltende Nullhypothese fälschlich zu verwerfen und beträgt im Falle dieser Arbeit 5% ( $\alpha=0,05$ ). Das heißt, dass das Verwerfen der Nullhypothese ( $p<0,05$ ) bezüglich eines möglichen Irrtums eine sehr sichere Entscheidung darstellt. Die 93 Tests wurden als 93 separate Fragestellungen erachtet, da 93 verschiedene Strecken betrachtet wurden. Fasste man die Tests aber als multiples Testen auf, so müsste eine Bonferroni-Adjustierung wegen der Kumulation der Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha$  durchgeführt werden [6]. Damit betrüge  $\alpha=0,05/93=0,00053$ . Somit würde sich nur bei den Strecken 2 und 30 ein signifikanter Unterschied zeigen. Die Schlussfolgerung aus der Arbeit würde sich durch eine Adjustierung nicht verändern. Weiterhin existiert das Risiko zweiter Art, den  $\beta$ -Fehler zu begehen. Hierbei wird eine nicht geltende Nullhypothese fälschlicherweise nicht verworfen. Die Fehlerwahrscheinlichkeit  $\beta$  für diesen Fehler ist nicht ohne weiteres bekannt. Allerdings verhalten sich  $\alpha$  und  $\beta$  gegenläufig. Wird also  $H_0$  aufgrund der Teststatistik angenommen, so kann nicht mit Sicherheit, sondern nur mit dem unbekannten Fehlerrisiko  $\beta$  ausgesagt werden, dass eine „Gleichheit“ zwischen den beiden Vergleichsgruppen vorliegt. Weiteres Kriterium eines statistischen Tests ist die Teststärke. Sie bezeichnet die Wahrscheinlichkeit, die Nullhypothese abzulehnen, wenn die Alternativhypothese tatsächlich zutrifft. Diese Teststärke hängt auch von  $\beta$  ab und ist komplementär zum Risiko zweiter Art. Ein anderes Kriterium ist die Effizienz eines Testes: Diesbezüglich kann festgestellt werden, dass der hier angewandte U-Test, bei Anwendung auf eine Normalverteilung im Mittel nur ca. fünf Prozent größere Stichprobenumfänge benötigt als ein parametrischer Test, um die gleiche Power zu erreichen [46]. Einen Nachteil haben Rangtests, da sie nur die Reihenfolge, nicht aber die Größenordnung der Daten berücksichtigen: Es werden durch sie kleine, also irrelevante Unterschiede mit höherer Wahrscheinlichkeit aufgedeckt als durch einen entsprechenden T-Test [135]. Dies ist bei der Interpretation zu berücksichtigen. Ursachen für signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen können nur vermutet

werden, beispielsweise Evolution, ethnische Einflüsse, Knochenverfall usw. Um diese Vermutungen dann zu bestätigen, muss die Durchführung speziellerer Untersuchungen empfohlen werden.

#### **4.4 Die Messstrecken**

##### **4.4.1 Messstrecken 1-6: Cochlea**

Die Cochlea ist eines der funktionell wichtigsten Bestandteile des Felsenbeines. In ihr findet mit Hilfe des Corti-Organes die mechanoelektrische Umwandlung akustischer Reize statt. Die erzeugten neuronalen Impulse werden über den achten Hirnnerven und diverse Schaltstationen in Hirnstamm, Mittel- und Zwischenhirn ihrem Zielort, den Heschl'schen Querwindungen im Temporallappen, zugeleitet. Schon wegen dieser wichtigen Funktionen ist eine radioanatomische Untersuchung bedeutsam. Als einer der wichtigsten Gründe, Bildgebung der Cochlea zu betreiben, sei beispielhaft das Cochlea Implantat genannt, bei dem im Bereich des Promontoriums über eine Cochleostomie eine Elektrode in die basale Windung der Cochlea eingebracht wird. Insbesondere bei der präoperativen Bildgebung zur Einschätzung der Implantationsmöglichkeit sowie zur postoperativen Lagekontrolle der Elektrode kann die DVT wegen Ihrer flexiblen Darstellungsmöglichkeiten als hilfreiches Werkzeug dienen. Auch um Dysplasien, Aplasien oder Ossifikationen zu erkennen, ist eine Bildgebung dieser Region sinnvoll.

Im Bereich der Cochlea ließen sich drei signifikante Unterschiede zwischen Mumien und heutigen Felsenbeinen aufdecken. Die Anschnitte der Eingänge der Nische des runden Fensters in zwei orthogonal zueinander stehenden Ebenen (Messstrecken: 2 und 5) erschienen signifikant größer in den altägyptischen Felsenbeinen als in den modernen. Das runde Fenster und die Nische, in die es eingesenkt ist, sind anatomisch komplex und variabel. Proctor et al. schrieben der Anatomie des runden Fensters eine hohe Variabilität in Form und Orientierung zu [95]. Donaldson et al. sprachen von verschiedenen Formen der Öffnung der Runde-Fenster-Nische. Formen wie dreieckig, rund, trapezoidal, tränenförmig, spitzbogenartig wurden genannt [35]. Lang berichtete von einer Höhe und Breite des runden Fensters von jeweils 1,2mm, sowie von Maßen der Einganszone der Fossula der Fenestra cochleae von 1,9mm\*1,8mm [67]. Takahashi et al. bezifferten, abgeleitet aus computergestützten 3D – Rekonstruktionen, den

Durchmesser der Nische mit  $2,98\text{mm} \pm 0,23\text{mm}$  [130]. Stewarts und Belals Werte stimmen mit den in der vorliegenden Arbeit erhobenen gut überein. Sie sprachen von einem transversen Durchmesser von  $1,5\text{mm}$  ( $0,6\text{mm}$ - $2,8\text{mm}$ ) und einem horizontalen von  $1,2\text{mm}$  ( $1,0\text{mm}$ - $1,6\text{mm}$ ) [119]. Die Cochlea erscheint bezüglich Strecke 4 in den Mumien kleiner. Interessant sind die der Literatur zu entnehmenden Größenangaben im Vergleich zu den hier gemessenen. Purcell erhob die Modioluslänge mit  $5,31\text{mm}$  [97], während die hier erhobenen Werte (Messstrecken 1 und 6) um mehr als einen Millimeter in Richtung kleinerer Werte abweichen. Dies könnte darin begründet sein, dass bei einer Vermessung des Modiolus in einer sich nicht an der Schnecke selbst orientierenden Axialebene, so wie bei Purcell praktiziert, die Cochlea schräg angeschnitten und somit längere Modioli vorgetäuscht wurden. Lang sprach von einem „Abstand zwischen Basis und Spitze“ von ungefähr  $5\text{mm}$  [63]. Hier ist nicht klar, wie vermessen wurde, ob das Lumen ausschlaggebend war oder äußere Grenzen, so dass bei Verwendung letzterer Landmarken ein größerer Modiolus resultieren kann. Christensen et al. verwendeten die komplexe Computermethode eines deformierbaren Atlas' und ermittelten für die Cochleahöhe einen Wert von  $3,84\text{mm} \pm 0,09\text{mm}$ , was dem hiesigen Wert in den heutigen Felsenbeinen sehr nahe kommt [21]. Die Messstrecken 3 und 4 wurden in ihrer Lage durch Kawano et al. inspiriert, die andere Ziele verfolgten und die Cochlea nicht genau so vermaßen, wie es in dieser Arbeit hier geschah. Dennoch lieferte deren schematische Einteilung der Cochlea eine Vorlage für die Erstellung reproduzierbarer Strecken [61]. Bezüglich der Länge der basalen Windung (Strecke 3) stimmen die Werte mit denen aus der Literatur gut überein. Purcell erhob  $8,59\text{mm}$  und Lang sprach von etwa  $9\text{mm}$ . Ein signifikanter Unterschied zwischen Mumien und modernen Felsenbeinen war hier nicht festzustellen. Für die Ausdehnung der Cochlea senkrecht zu Strecke 3 in gleicher Ebene (Messstrecke 4) gilt, dass diese in den Mumien schwach signifikant kleiner ist und daher deren Cochleae in dieser Ebene etwas abgeplattet erscheinen.

#### **4.4.2 Messstrecken 7-14: Canalis facialis (Bereich des Genu)**

Der Nervus facialis ist eine wichtige Struktur innerhalb des Felsenbeines und gleichzeitig einer der verletzbarsten, insbesondere im Rahmen von Operationen [129]. „Die Bedeutung für den Otologen liegt in seinem gewundenen Verlauf durch das Felsenbein, wo er in enger Nachbarschaft zum Innenohr, zur medialen Wand der



Paukenhöhle und zum Processus mastoideus gelegen ist“ (frei übersetzt, [84]). Das Risiko einer akzidentellen Verletzung ist vor allem bei dehiszentem Kanal erhöht. Daher ist eine präzise präoperative Bildgebung in diesem Gebiet bedeutsam. Die klinischen Folgen einer Verletzung manifestieren sich als Einbußen an Lebensqualität in Form von möglicher mimischer Lähmung, Augen- und Mundtrockenheit, Hyperakusis und gustatorischen Defiziten. Derartige Dehiszenzen können laut Lang et al. [63] im Bereich der Fossa geniculata in ca. 16-18% der Fälle, laut Rhoton et al. in ca. 15% der Fälle vorkommen [101]. Im Untersuchungsgut von Takahashi et al. lagen 40% aller Dehiszenzen im inferioren oder inferiormedialen Teil des Kanales in der posterioren Region nahe dem ovalen Fenster. Bei Operationen, die beispielsweise den Stapes betreffen, kann der Nerv dort geschädigt werden [129]. Auch bei Otitis media kann vor allem der im dehiszenten Kanal (Pars tympanica) liegende siebte Hirnnerv in Mitleidenschaft gezogen werden [51]. Weitere klinische Anwendungen der röntgenologischen Schnittbildgebung des Fazialiskanales beziehen sich auf die Darstellung von Malformationen, wie zum Beispiel abnormer Kanalverläufe oder verdoppelter Kanäle, sowie von Läsionen, beispielsweise longitudinalen Felsenbeinfrakturen, die oft die Fossa geniculata betreffen [57].

Bei den Vermessungen im Bereich des äußeren Knies des Fazialiskanales konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Mumien und den modernen Felsenbeinen festgestellt werden. Der Winkel des Knies, der in der Ebene der beiden Schenkel, die die zwei Kanalsegmente (Pars labyrinthica und Pars tympanica) bilden, vermessen wurde, betrug bei den Mumien  $61,6^\circ$  und bei den Modernen  $61,5^\circ$ . Diese Ergebnisse weisen eine erstaunliche Gemeinsamkeit bezüglich ihres Wertes auf. Auch Takegoshi et al. vermaßen den Winkel bei Kindern. Der dort erhobene Wert belief sich auf  $64,6^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $17,4^\circ$  [132], ähnlich wie bei den jetzt durchgeführten Messungen. Lang und Hack ermittelten an Ausgusspräparaten einen Winkel von  $51,7^\circ$  ( $21,5^\circ$ - $91^\circ$ ) ohne Berücksichtigung der Krümmung der Pars labyrinthica [64]. Auf letztere wies Lang zu Recht hin. Auch in dieser Arbeit erfolgte eine Orientierung an den Schenkeln, welche durch die Crista geniculata getrennt werden. Bezüglich der Breite der Fossa geniculata berichtete Lang von 3,13mm (1,8-4,5mm). Das ist ein geringerer Wert als bei Messstrecke 8. Dieser Unterschied resultiert daraus, dass Lang die Breite senkrecht zur Pars tympanica maß, in dieser Arbeit aber senkrecht zur Winkelhalbierenden des Kniewinkels an der Crista geniculata vermessen wurde. Bezüglich Strecke 9 und 10 fanden sich keine Werte in der Literatur. Zu erwähnen ist

aber, dass die Länge von Strecke 10, vom Knie bis zum Anschnitt der Facies posterior, sehr vom Raumwinkel der Knieebene im Felsenbein abhängt. Die Y-Ebene zur Vermessung der Strecken 11-14 ähnelte, nicht zuletzt wegen der Parallelität zum inneren Gehörgang, einem von Lang vorgeschlagenen Frontalebenechnitt [68]. Dazu ist anzumerken, dass seine Schnitte wahrscheinlich aufgrund der Problematik seiner Technik nicht immer präzise durch die Spitze der Crista geniculata verlaufen konnten. Trotzdem lohnt sich eine Gegenüberstellung. Die Kniebreite, die Lang mit 3,46mm (2,4mm-4,3mm) vermaß, entspricht annähernd der Kniebreite, die hier als Strecke 8 in der Z-Ebene vermessen wurde. Die Kniehöhe beziffert er mit 1,55mm (0,8mm-2,4mm), was den Werten der Strecke 11 nahe kommt. Im Hinblick auf Strecke 12 ermittelte Lang eine räumlich ähnliche, aber kürzere Distanz von 1,04mm. Sehr ähnlich ist auch der Wert für den geringsten Abstand zur Cavitas tympanica von 0,68mm (0,1mm-2,2mm). Ein Vergleich der Distanz von der Fossa geniculata bis zum Cochlealumen (Strecke 14) lässt sich nicht mit Langs Strecke, die ähnlich positioniert ist, durchführen, da dieser nicht bis zum Lumen, sondern bis zur Knochenkapsel der Cochlea vermisst und daher auch mit 0,44mm kleinere Werte erzielt. Diese Kapselgrenze (Blue Line) ist radioanatomisch nicht sicher abgrenzbar.

#### **4.4.3 Messstrecken 15-32: Meatus acusticus internus**

Der innere Gehörgang ist die knöcherne Kanalstruktur, die als wichtigste Strukturen den siebten und den achten Hirnnerven, sowie die A. labyrinthica beherbergt. Die Bildgebung in dieser Region ist zur Beurteilung von kongenitalen Anomalien oder zur Darstellung von tumorösen Veränderungen von Bedeutung, wobei letzteres auch eine Domäne der MRT ist. Zeichen neoplastischer Wucherungen können sich in einer Veränderung der Knochenstruktur des inneren Gehörganges im CT-Bild bemerkbar machen. Laut Dolan et al. sind nur in seltenen Fällen unilaterale Gehörgangsvergrößerungen nicht mit einem Akustikusneurinom assoziiert [34]. Tomura et al. berichteten darüber, dass in nur 2,3% der Fälle ein großer innerer Gehörgang als normale Variation vorkommt [133]. Valvassori berichtete: Der innere Gehörgang kann bei einer Erweiterung um mehr als zwei Millimeter im Vergleich zum kontralateral korrespondierenden Segment oder bei einer Verkürzung der posterioren Wand um mehr als drei Millimeter (ebenfalls im Vergleich zur Gegenseite) immer als abnormal betrachtet werden [139]. Schwerere knöcherne Arrosionen des Meatus durch

einen Tumor korrelieren mit stärkerer Beeinflussung des Hörnervs durch den Tumor und mit niedrigeren Raten des Gehörerhaltes bei Operation. Laut Matthies, Samii und Krebs korrelieren die Länge der posterioren Wand des inneren Gehörganges sowie die Differenz der maximalen Porusbreiten zwischen beiden inneren Gehörgängen einer Person mit einem Hörverlust, der durch einen Tumor verursacht wird [80]. Insbesondere für die Operationsplanung, beispielsweise zur Entfernung intrameataler Akustikusneurinome, ist daher eine Bildgebung des Meatus von Bedeutung, um die anatomischen Gegebenheiten einschätzen zu können. Sie hilft, intraoperativ akzidentelle Läsionen wichtiger Strukturen und damit konsekutiven Hörverlust oder Paresen zu vermeiden. Die Möglichkeit zur Beurteilung der hinteren Wand ist wichtig, da diese zur Exstirpation intrameataler Tumormassen im Rahmen eines retrosigmoidalen Zuganges teilweise entfernt wird [23, 32, 89]. Kongenitale Anomalien des Meatus acusticus int., wie Atresien und Stenosen, können auf CT-Schnittbildern laut Casselman et al. erkannt werden [17]. Dies müsste auf die DVT übertragbar sein. Weiterhin berichteten Casselman et al., dass ein stenotischer innerer Gehörgang oftmals mit einem Fehlen des Nervus vestibulocochlearis einhergeht. Die Unterentwicklung oder die Aplasie des N. vestibulocochlearis als Ursache für Hörverlust stellt eine Kontraindikation für ein Cochlea Implantat dar [17, 39, 79, 113]. Es wird deutlich, dass viele Erkrankungen die Indikationsstellung zur Bildgebung im Bereich des inneren Gehörganges erfordern.

Die Messstrecken 15-32 lagen im Bereich des Meatus acusticus int. Auch hier konnten bis auf eine Ausnahme keine signifikanten Unterschiede zwischen den Mumien und modernen Felsenbeinen festgestellt werden. Einzig Messstrecke 30 fiel bei den modernen Felsenbeinen signifikant größer aus als bei den Mumien. Strecke 30 erhob die geringste Dicke des knöchernen Meatusdaches. Über die Ursache dieses Unterschiedes kann nur spekuliert werden. Am wahrscheinlichsten erscheint auch hier ein Prozess, der die Knochendicke verringert hat (Alter der Mumien, Balsamierungstechnik etc.). Die größte Stärke dieses Daches unterscheidet sich hingegen nicht signifikant bezogen auf die beiden Gruppen, ist aber, bei Betrachtung von Mittelwert oder Median, bei den Mumien auch geringer als bei der Vergleichsgruppe. Speziellere Studien müssten zur gezielten Abklärung der Ursache angestrebt werden. Lang et al. vermaßen die Meatusdachdicke „im Mittelbezirk“ mit einem Wert von 3,58mm (1,8mm bis 7,7mm) [68]. Im Weiteren werden den anderen Ergebnissen Daten aus der Literatur gegenübergestellt: Day et al. bezifferten die im CT-

Schnittbild gemessene Kanallänge mit  $10,0 \pm 1,8 \text{ mm}$  [32]. Das entspricht ungefähr der Strecke 18. Die Länge des Meatusdaches (Strecke 22) und des Meatusbodens (Strecke 23) erhoben Lang et al. im Frontalschnitt auch von der jeweiligen Fundusaussackung bis zum Porus acusticus int. (Poruslippe) [68]. Die Begrenzungen wurden in dieser Arbeit durch Berührungspunkte einer definierten Hilfslinie an die jeweilige Poruslippe festgelegt. Bei Lang war diese Begrenzung nicht eindeutig definiert. Er erhob dennoch mit den hier gemessenen Distanzen gut übereinstimmende Werte von  $12,33 \text{ mm}$  ( $5,8 \text{ mm}$ - $18,2 \text{ mm}$ ) für die Dachlänge und  $11,29 \text{ mm}$  ( $7,3 \text{ mm}$ - $24,3 \text{ mm}$ ) für die Bodenlänge. Für die Höhe des inneren Gehörganges „im Mittelabschnitt“ gab er  $4,37 \text{ mm}$  ( $2,3 \text{ mm}$ - $6,1 \text{ mm}$ ) an, was mit Strecke 19 zu vergleichen ist. Bei Lang war „Mittelabschnitt“ ebenfalls nicht genau definiert. Im Axialschnitt finden sich bei Purcell Längenwerte des Meatus von  $11,1 \text{ mm} \pm 1,42 \text{ mm}$  [97], bei Muren  $11,3 \text{ mm}$  ( $6,2 \text{ mm}$ - $14,8 \text{ mm}$ ) [86]. Muren vermaß aber im oberen Teil des inneren Gehörganges. „Bill's Bar“ diente als vordere Begrenzung. Am ehesten käme dies Strecke 29 gleich, wobei jene sich aber kleiner darstellt. Muren fiel auf, dass eine größere Kanallänge mit einem kleineren Winkel zwischen langer Kanalachse und Facies posterior korrelierte und umgekehrt. Er vermaß den Winkel in der Axialebene mit  $46,2^\circ \pm 11,23^\circ$  - in dieser Arbeit mit ca.  $53^\circ$  vermessen (Messmarke 32). In der hier vorliegenden Arbeit wurden ferner noch die geringsten und die größten Höhen (Messstrecken 20 und 21) des Meatus acusticus int. vermessen. Der Porus acusticus int. ist laut Lang  $4,37 \text{ mm}$  hoch. Nach Interpretation seiner Schemazeichnung dürfte dies am ehesten Messstrecke 20 entsprechen, da die geringste Kanalhöhe, die Strecke 20 vermaß, meist nah am Porus lokalisiert war. Dennoch sollte Messstrecke 15 die Porusausdehnung widerspiegeln, von der unteren Poruslippe bis zur oberen, sowie Messstrecke 24, von der medialen bis zur lateralen Begrenzung des Porus, um ihn so in zwei Dimensionen zu charakterisieren. Weitere ähnliche, in Vergangenheit schon vermessene Distanzen im inneren Gehörgang sind bei Lang und Stöber als Äquivalente von Messstrecke 16 und 17 aufzufassen. Für diese gaben sie Werte von  $2,34 \text{ mm}$  ( $1,7 \text{ mm}$ - $3,0 \text{ mm}$ ) und  $1,34 \text{ mm}$  ( $0,7 \text{ mm}$ - $2 \text{ mm}$ ) an. Somit war auch dort die untere Fundusaussackung höher als die obere [68].

#### **4.4.4 Messstrecken 33-44: Paukenhöhle**

In der Paukenhöhle als Teil des Mittelohres findet vor allem die Schalltransduktion mittels der Gehörknöchelchen vom Trommelfell auf das ovale Fenster statt.

Unterschiedliche pathologische Prozesse, von denen die wichtigsten Traumata, Otitis media, Mastoiditis, Cholesteatom, Seromukotympanon, sowie Otosklerose, Dislokationen oder Arrosionen der Ossikelkette sind, können in dieser Region vorliegen. Bei vielen von diesen wird die Diagnostik durch die CT unterstützt. Mit ihren komplizierten Nachbarschaftsbeziehungen zur A. carotis interna, V. jugularis interna, Cochlea, zum Mastoid, zur Tuba auditoria und zur mittleren und hinteren Schädelgrube ist die Cavitas tympani prädestiniert für eine schnittbildliche Darstellung der anatomischen Verhältnisse. Insbesondere präoperativ ist sie in diesem Bereich ein wichtiges diagnostisches und navigatorisches Hilfsinstrument. Auch postoperativ kommt die CT zum Einsatz. Zusammenfassend zeigt sich, dass die CT das Verfahren der Wahl ist, um Läsionen der Höhlen und knöchernen Komponenten des Felsenbeines zu evaluieren, sowie auch um Ossikelprothesen zu beurteilen [62, 78, 91, 142]. Die DVT findet somit dort ebenfalls ein neues Einsatzgebiet [28].

Die Erhebung der Messstrecken 33-44 geschah im Bereich der Paukenhöhle. Strecke 35 stellte sich in den heutigen Felsenbeinen schwach signifikant größer dar als in den Mumien. Ansonsten finden sich keine signifikanten Unterschiede. Daraus sollte geschlussfolgert werden können, dass es kaum Unterschiede zwischen den Paukenhöhlen der Mumien und Kontrollen in der vermessenen Ebene gibt. Die Cavitas tympani wurde nur in dieser fast frontalen Ebene vermessen, da in der axialen Ebene keine exakte Begrenzung nach anterior, wo sich die Eustachische Röhre öffnet, möglich war. Daher kam im Hinblick auf Reproduzierbarkeit nur eine Vermessung in zwei Dimensionen in Frage. Die Werte des Durchmessers des Anulus fibrocartilagineus stimmen außerordentlich gut mit den Werten aus der Literatur überein. Lang und Kothe bestimmten diesen mit 10,04mm (8,9mm-11mm) [67]. Sechs Messstrecken bestimmen in der vorliegenden Arbeit die Breite der Paukenhöhle an den Grenzen der Etagen. Dies geschieht auf zweierlei Weise. Zum einen beziehen sich die Strecken in ihrer Ausrichtung einmal senkrecht auf die Ebene des Anulus fibrocartilagineus und einmal senkrecht auf die längste Paukenhöhlenausdehnung. Grund dafür sind die nicht ganz klaren Definitionen der Etagen: die Lage derer Grenzen relativ zum Trommelfellanschnitt ist klar definiert, nur ihre Richtung nicht. Auch Ikui et al. benutzten bei Ihrer Vermessung zwei Varianten, darunter eine anatomisch orientierte, bei der die Grenzen senkrecht zur Anulus fibrocartilagineus standen und eine klinisch orientierte, bei der die Grenzen parallel zur Axialebene lagen [55]. Swartz ging einen anderen Weg, indem er im Frontalschnitt tangentielle Hilfslinien an die obere und untere

Wand des externen Gehörganges anlegte, diese in den Paukenhöhlenanschnitt verlängerte und so die Höhle einteilte [121]. Für die letztendliche Einteilung der Paukenhöhlenetagen war in dieser Arbeit die größte Ausdehnung der Paukenhöhle als Orientierung ausschlaggebend. Für die größte Ausdehnung der Paukenhöhlenhöhe ermittelten Ikui et al. einen Wert von  $16,91\text{mm} \pm 0,6\text{mm}$ , was Messstrecke 37 sehr nah kommt [55]. Die Höhe von Hypo- und Epitympanon erhoben sie durch trommelfellparallele Messungen mit  $3,16\text{mm} \pm 0,67\text{mm}$  und  $5,31\text{mm} \pm 0,69\text{mm}$ . Lang et al. berichteten von Hypotympanonhöhen von  $2,7\text{mm}$  ( $0,75\text{mm}$ - $4,5\text{mm}$ ) [67]. Es ist erkennbar, wie stark die Werte aufgrund verschiedener Messmethodik schwanken. Das Paukenhöhlendach ist bekanntlich sehr dünn. An dem hier vermessenen Material bei den Mumien  $1,2\text{mm}$  und bei den heutigen Felsenbeinen  $1,5\text{mm}$ . Lang stellte dazu fest, dass in 20% der Fälle in diesem Bereich Dehiszenzen vorkommen können [63].

#### **4.4.5 Messstrecken 45-93: Bedeutung der Bildgebung im Bereich der Bogengänge**

Ein Teil des Labyrinthes, insbesondere Vestibulum und Bogengänge, beherbergt die für die Wahrnehmung von Lage und Drehbewegungen verantwortlichen Organe. Pathologien in diesem Bereich führen vornehmlich zu Schwindel und Fallneigung. Die Diagnostik von Erkrankungen im Bereich des häutigen Labyrinthes, beispielsweise eines Hydrops' beim Morbus Meniere, ist eine Domäne der MRT. Knöcherne Pathologien stellen sich allerdings am besten mit der CT dar. Diese umfassen insbesondere Frakturen, Dysplasien (beispielsweise Typ Mondini-Alexander), das Waardenburg Syndrom, das Pendred Syndrom, perilymphatische Fisteln sowie Läsionen durch Cholesteatome [58]. Auch bei der Diagnostik des sensorineuralen Hörverlustes (SNHL) kann Schnittbildgebung in dieser Region bedeutend sein [92]. Purcell et al. demonstrierten, dass insbesondere durch die Vermessung der Bogengänge und der Cochlea Hinweise auf den SNHL aufgedeckt werden können, die bei einfacher optischer Musterung oft übersehen werden [98]. So sind die Durchmesser der knöchernen Inseln des oberen und lateralen Bogenganges im CT-Bild bei Patienten mit SNHL signifikant größer als bei gesunden Kontrollen. Weiterhin wurde im Schnittbild auch das ovale Fenster, dessen Bildgebung insbesondere bei der Stapesprothetik gefragt ist, dargestellt. Ebenso ist die vermessene Knochenlamelle zwischen Antrum und lateralem Bogengang bei operativen Prozeduren in diesem Bereich von Bedeutung,

denn sie darf dabei nicht versehentlich verletzt werden. Das Wissen um ihre Stärke ist hilfreich.

#### **4.4.6 Messstrecken 45-60: Lateraler Bogengang, Nachbarstrukturen. Z-Ebene**

Die folgend besprochenen Messstrecken waren in der Region des lateralen Bogenganges lokalisiert. Lediglich die Messstrecken 56 und 58 der Mumien unterscheiden sich signifikant von denen der modernen Felsenbeine. Strecke 58 repräsentierte in diesem Schnitt den dort senkrechten Durchmesser des Anschnittes des hinteren Bogenganges. Er stellte sich in den Mumien schwach signifikant größer dar. Die Messung der Strecke 56 wurde an der dünnsten Stelle der Knochenlamelle zwischen lateralem Bogengang und Paukenhöhle ausgeführt und erwies sich im Vergleich in den Mumien als schwach signifikant dünner. Desgleichen sind dies wieder nur zwei signifikante Unterschiede gegenüber sechzehn nicht signifikanten in diesem Abschnitt. Hier kann ebenfalls spekuliert werden, dass diese auf Rarefizierungen der Knochen in den Mumien hinweisen: Knochenwände stellen sich dünner dar, Höhlen größer. Savic et al. vermaßen diese Lamelle auf Höhe des Crus breve incudis mit einer Stärke von 1mm (0,5mm-2,5mm) [108], Tsonuda und Mitarbeiter ebenfalls mit  $1\text{mm}\pm 0,2\text{mm}$  [136]. Es folgen zur Übersicht weitere Werte bezüglich des lateralen Bogenganges aus der Literatur. Zur Methode ist anzumerken, dass alle gemessenen Kanaldurchmesser (Messstrecken 50-52), wie beschrieben, den jeweils kleinsten Durchmesser im jeweiligen Abschnitt mit definierter Ausrichtung bestimmen. So lassen sich Verfälschungen durch eventuelle Vermessung ampullärer Anteile vermeiden. Muren et al. ermittelten Kanallumendurchmesser im axialen Schnitt von 1,36mm (an der dem Vestibulum gegenüberliegenden Seite) [87], Purcell et al. von  $1,22\text{mm}\pm 0,11\text{mm}$  [97], Lang von 1,3mm (0,8mm-1,9mm) [63], welche denen jetzt ermittelten Werten nahe kommen. Ähnliches findet sich, ebenfalls bei Purcell, auch bezüglich der Durchmesser der knöchernen Insel („Bony Island“, Messstrecken 48 und 49). Es wurde ein Durchmesser von  $3,45\text{mm}\pm 0,42\text{mm}$  gemessen. Lang nutzte eine Messmarke, welche Strecke 47 auch bezüglich des Wertes sehr ähnlich ist und den Durchmesser des Bogenganges inklusive Vestibulum umfasst: 8,6 (7,0mm-10,4mm) [63]. Den Radius des lateralen Bogenganges bestimmten Spoor et al. an CT-Schnitten mit  $2,3\text{mm}\pm 0,21\text{mm}$  [116], Muren et al. mit 1,53mm [87]. Dabei führte die Messung

jeweils nur bis zur Mitte des Bogenganglumens. Das Vestibulum (Messstrecken 46 und 60) wurde bei Purcell, der oben schon zitiert wurde, in einer etwas anderen Ausrichtung mit deswegen auch leicht abweichenden Werten von  $3,13\text{mm} \pm 0,25\text{mm}$  für die Breite und  $4,91\text{mm} \pm 0,37\text{mm}$  für die Länge vermessen. Auch Swartz und Kollegen geben Vestibulumsmaße von 4-6mm maximalen Durchmessers an [122]. Die zu diskutierende Fehlerquelle bezüglich der gleichzeitigen Bildgebung der drei Bogengänge ist die Tatsache, dass die Bogengänge nicht in allen Fällen exakt in zueinander senkrechten Ebenen stehen. Dennoch gelingt es nahezu immer, sie gleichzeitig in allen Ebenen darzustellen. Daher kann es vorkommen, dass einzelne Bogengänge nicht exakt mittig in einer zu ihnen parallelen Ebene angeschnitten wurden. Diese Tatsache kann die Messungen beeinflussen.

#### **4.4.7 Messstrecken 61-70: Hinterer Bogengang, Nachbarstrukturen. Y-Ebene**

Bei den Vermessungen im Bereich des hinteren Bogenganges stellte sich bei keiner Messstrecke ein signifikanter Unterschied dar. Strecke 64 vermisst den kleinsten, senkrechten und obersten Kanaldurchmesser des hinteren Bogenganges. Bei Betrachtung dieses Wertes sollte darauf geachtet werden, dass in dieser Region auch das Crus commune von hinterem und oberem Bogengang dargestellt wurde und Strecke 64 dadurch verfälscht sein könnte. Ähnliches gilt für Messstrecke 70. Bezüglich aller anderen erhobenen Durchmesser dieses Ganges sowie insgesamt der restlichen Messstrecken auf den hier angesprochenen Schnittbildern sind signifikante Unterschiede nicht festzustellen. Weiterhin finden sich in der Literatur folgende Werte: Muren et al. gaben für den Durchmesser des Kanals  $1,48\text{mm} \pm 0,17\text{mm}$ , was im Vergleich mit den hier erhobenen Werten groß erscheint. Für den Radius des Bogenganges (bis zur Mitte des Lumens gemessen) gaben sie  $2,21\text{mm} \pm 0,29\text{mm}$  an [87]. Bei Spoor fanden sich für diesen Radius Maße von  $3,1\text{mm} \pm 0,3\text{mm}$  [116]. Den Kanaldurchmesser gab Purcell, der diesen allerdings im Axialschnitt vermessen hatte, mit  $1,27\text{mm} \pm 0,1\text{mm}$  an [97].



#### 4.4.8 Messstrecken 71-93: Oberer Bogengang, Nachbarstrukturen. X-Ebene

Bei den Vermessungen im Bereich des Canalis semicircularis sup. ließen sich vier schwach signifikante Unterschiede zwischen den Mumien und heutigen Felsenbeinen in den Messstrecken 72, 77, 83 und 92 ermitteln. Mäßig signifikante Unterschiede finden sich bezüglich der Strecken 74 und 75. Die Messstrecken 72, 74 und 75 sind definierte Abstände vom Vestibulum und Bogengangslumen bis zum Kanal der A. subarcuata und erscheinen bei den heutigen Felsenbeinen größer. Dies deutet nicht unbedingt auf eine kleinere „Bony Island“ bei den Mumien hin, viel eher auf einen größerlumigen Kanal der A. subarcuata bei den Mumien, da die Strecken 91 und 92 im Gruppenvergleich keine signifikanten Unterschiede aufweisen. Die zweitgenannte Messstrecke 77 ist die geringste vertikale Stärke der den oberen Bogengang vom Hirnschädelinneren trennenden Knochenlamelle im Bereich der Eminentia arcuata. Diese ist ebenfalls bei den Mumien dünner. Zur „Eminentia arcuata“ sei präzisierend hinzugefügt, dass diese wahrscheinlich nicht immer, wie in Vergangenheit angenommen, ein durch den Canalis semicircularis superior aufgeworfener knöcherner Vorsprung ist, sondern laut Tsonuda topographisch eher mit einem Sulcus des Lobus temporalis cerebri korrespondiert [137]. Laut Faure et al. soll aber auch dieses Konzept nicht gänzlich korrekt sein [36]. Eine der Strecke 77 ähnliche Messung bezifferte Tsonuda mit einem Wert von  $1,2\text{mm} \pm 0,6\text{mm}$ , was noch etwas kleiner als die in dieser Arbeit erhobenen Werte erscheint [136]. Messstrecke 83 ist eine in diesem Schnitt horizontale Messmarke durch die Paukenhöhle und erscheint bei den Mumien größer, was die Reihe der Beobachtungen fortsetzt: die wenigen signifikanten Unterschiede gestalten sich derart, dass Strecken durch Knochenstrukturen bei den Mumien kürzer und durch Höhlen größer sind. Einigen weiteren Messstrecken sollen im Folgenden weitere Werte aus der Literatur gegenübergestellt werden. Strecke 72 korrespondiert mit einer bei Lang allerdings im axialen Schnitt vermessenen Strecke zwischen dem Kanal der A. subarcuata und dem hinteren Schenkel des oberen Bogenganges [65]. Diese wurde dort mit  $1,3\text{mm}$  ( $0,3\text{mm}$ - $2,4\text{mm}$ ) angegeben. Auch die Maße der Kanaldurchmesser des oberen Bogenganges (vorderer und hinterer Schenkel) in diesem genannten Axialschnitt finden sich in der Literatur: eine der Strecke 81 ähnliche Messmarke bezifferten Lang und Hack mit  $1,5\text{mm}$  ( $1,3\text{mm}$ - $1,8\text{mm}$ ), eine der Strecke 79 ähnliche Distanz mit  $1,3\text{mm}$  ( $1,1\text{mm}$ - $1,7\text{mm}$ ). Den Durchmesser der knöchernen Insel (ähnlich Messstrecke 90) in diesem Schnitt gaben sie mit  $5,4\text{mm}$  ( $4,1\text{mm}$ - $6,3\text{mm}$ ) und den Gesamtdurchmesser des oberen Bogenganges in dieser Ebene (ähnlich Messstrecke 93) mit  $8,3\text{mm}$  ( $7,2\text{mm}$ -

9,2mm) an. Die Maße kommen den hier erhobenen recht nah. Purcell und Kollegen [97] ermittelten im coronaren CT-Schnitt Durchmesser der „bony island“ von  $4,94\text{mm} \pm 0,56\text{mm}$  und Durchmesser des Bogenganglumens von  $1,20\text{mm} \pm 0,10\text{mm}$  (vgl. Strecken 79, 80, 81). Auch Muren vollzog Messungen in dieser Region und erhielt Werte bezüglich des Radius des oberen Bogenganges, gemessen bis zur Mitte des Ganglumens, von  $2,54\text{mm} \pm 0,23\text{mm}$  sowie Bogenganglumendurchmesser von  $1,44\text{mm} \pm 0,15\text{mm}$  [87]. Zur Vermessung des Fazialiskanales (Messstrecken 71 und 86) soll wiederholt auf Dehiszenzen hingewiesen werden, weshalb eine Vermessung nicht immer möglich war.

## **4.5 Schlussfolgerungen**

### **4.5.1 Betrachtungen zur Untersuchung von Pathologien, der Ossikel und von Artefakten in der Mumiengruppe**

Vielfältige pathologische Prozesse können den Knochen betreffen und somit im CT-Schnittbild überwiegend dargestellt werden. Zu diesen Pathologien gehören entzündliche und tumoröse Affektionen, sowie kongenitale Missbildungen und Frakturen. Als wichtigste seien hier beispielhaft die den Knochen und insbesondere die Ossikel arrodierende Otitis media und Cholesteatome genannt, ebenso auch das Innenohr betreffende Pathologien wie beispielsweise sämtliche Dysplasien, Otodystrophien, Bogengangsfisteln, Labyrinthitis ossificans, Stenosen und Atresien des Meatus acusticus int. [16, 26]. Die Möglichkeit einer guten Darstellung dieser Prozesse mit der DVT ist gegeben. Erfahrungen wurden und werden in der HNO-Klinik der Universität Marburg (Direktor: Prof. Dr. med J. A. Werner) gesammelt. In einem Fall konnte bei einer Mumie eine Bogengangsdehiszenz dargestellt werden. Weitere krankhafte Veränderungen konnten an den Felsenbeinen nicht festgestellt werden. Bei einem Mumienschädel wurden in einer Arbeit von Harbort Veränderungen durch ein Plasmocytom festgestellt [45]. Dieser Schädel wurde von vornherein nicht in die Untersuchung eingeschlossen.

Die Beurteilung von Pathologien altägyptischer Felsenbeine wurde auch schon früher, allerdings nicht mit der DVT, durchgeführt: So zuerst durch Horne et al. in anatomischen und histologischen Schnitten, in denen Hinweise auf eine Otitis media

gefunden worden [54], durch Benitez, der in histopathologischen Untersuchungen der Mumie „Pum II“ eine Trommelfellperforation feststellen konnte, die er auf rezidivierende Mittelohrentzündungen zurückführte [7], sowie durch Hagedorn et al., die in Ihrem Untersuchungsgut Skleroseprozesse entdeckten [44]. Auch mittels CT wurden Mumienfelsenbeine untersucht, beispielsweise durch Yardley et al. [144], Hoffman et al. [52] oder Cesarani [22]. Letzterer konnte an dreizehn untersuchten Mumien keine otopathologischen Befunde feststellen. Fremdkörper in den Felsenbeinen von Mumien kommen regelmäßig vor. Meist sind es Sand, kleine Steinchen, Salbflüssigkeit oder ähnliches, die durch offene Trommelfelle und defekte ovale oder runde Fenster in die Mittel- und Innenohrstrukturen gelangen. Auch bei der oftmals durchgeführten Excerebration entstanden weitere größere Defekte, durch die Fremdkörper z.B. in den Meatus acusticus int. eindringen können. Auch im Rahmen dieser Arbeit wurden derartige Artefakte gefunden (Abschnitt 3.4). Die Analyse durch Harbort zeigt, dass sich alle denkbar möglichen Fremdkörper in derartigen Mumenschädeln befinden können: Scherben, Sand, Füllmaterial, Salbreste, eingetrocknete Hirnreste bis hin zu einem Töpferwespennest [45]. Laut Harbort handelt es sich bei den Scherben auf dem rechten Felsenbein der hier untersuchten Mumie 7 wahrscheinlich um die Fragmente einer Stuckmaske. Oft wird in der Literatur von solchen Artefakten berichtet [52, 53, 104, 105]. Die computertomographische Auswertung kann durch sie zuweilen erschwert werden. Bezüglich schädelinterner Artefakte konstatierten Rühli et al., dass zur Mumifizierung die Schädelhöhle vor allem seit dem mittleren Königreich speziell behandelt wurde. Das Gehirn wurde entfernt. Anschließend füllten Balsamierer die Schädelkavität mit Salbflüssigkeiten oder losen Bandagen [105]. Diese können sich als Artefakte auf das Felsenbein auflagern. Auch Lynn et al. fanden bei der Untersuchung der Felsenbeine einer Mumie Harzreste in den äußeren Gehörgängen, Mastoidzellen, Bogengängen und weiteren Hohlräumen [74].

Kleinste ossäre Strukturen, wie die Gehörknöchelchen, lassen sich mit der DVT gezielt darstellen. In der Mehrzahl der Fälle konnten solche Ossikel aufgefunden werden: in sechs Präparaten vollständig erhaltene Ossikelketten, in weiteren Fällen meist dislozierte Einzelknöchelchen. Insbesondere diese Knöchelchen werden wegen ihrer geringen Größe und zentralen Lokalisation sowie ihrer filigranen Struktur durch pathologische Prozesse häufig verändert. Derartiges konnte dennoch nicht festgestellt werden. Interessant ist, dass sechs intakte Ketten aufgefunden werden konnten. Die Integrität dieser Ketten gilt als Indikator für den sorgsamen Umgang mit mumifizierten

Schädeln und guten Erhalt derselben – so die Aussage von Hagedorn et al., die in ihren Untersuchungen an ähnlichen Mumien ebenfalls intakte Ketten identifizieren konnten [44]. Dislozierte Ossikel fanden sich vor allem verkeilt im Epitympanon oder Antrum mastoideum. Da diese Knöchelchenkettens sehr fragil sind [52] und keine Anhaltspunkte für eine Destruktion zu Lebzeiten ausgemacht werden konnten, geschah die Kettendisruption und Dislokation wahrscheinlich post mortem. Der weite und teilweise sicherlich unruhige Transportweg, den die Mumienköpfe bis Marburg zurückgelegt haben müssen, könnte unter anderem dafür verantwortlich sein. Sehr wahrscheinlich sind nicht aufzufindende Ossikel aufgrund defekter Trommelfelle durch den äußeren Gehörgang oder andere Öffnungen disloziert.

#### **4.5.2 Vergleich der Mumienfelsenbeine mit Felsenbeinen aus heutiger Zeit**

An 93 verschiedenen, streng definierten anatomischen Lokalisationen eines Felsenbeines wurden Messungen vorgenommen. Bei der Literaturrecherche fällt auf, dass, sofern „vergleichbare“ Messungen zu finden sind, diese den hier erhobenen Werten oft annähernd entsprechen. Bezüglich des Felsenbeinvergleiches ist festzustellen, dass bei nur 14 Strecken signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen der Mumien und modernen Felsenbeine ermittelt werden konnten, bei den restlichen 79 Strecken nicht. Wie schon erwähnt, lässt die Vergleichsmethodik nicht zu, im Hinblick auf die signifikanten Unterschiede, eine spezifische Ursache auszumachen. Einige der wichtigsten möglichen Einflussgrößen könnten allerdings folgende sein: ethnische Unterschiede, Entwicklung und Knochenverfall. Weitere sind denkbar. Für den Knochenverfall sprechen einige Hinweise: An verschiedenen Strukturen gibt es teilweise signifikante Größenunterschiede, die sich derart äußern, dass Knochenmasse bei den Mumien reduziert und folglich die Durchmesser der Knochenstrukturen geringer erscheinen sowie Höhlen und Kanäle luminal sich größer darstellen. Da die ägyptischen Toten zur Einbalsamierung eine Zeit lang in konservierende Flüssigkeiten eingelegt wurden, wobei zum Teil auch Substanzen wie z.B. Natronlauge verwendet wurden, sowie aufgrund des Alters der Mumien, erscheint es möglich, dass diese Substanzen und normale Arrosions- sowie Verfallsprozesse den Knochen in Mitleidenschaft gezogen haben könnten. Bezüglich ethnischer Unterschiede der felsenbeininternen Strukturen gibt es nur wenig publizierte Literatur. Wären hier im Vergleich wesentlich mehr signifikante Unterschiede auffällig geworden, hätte dies ein

Hinweis auf derartige Unterschiede sein können. Um diese Faktoren zu differenzieren, müssten gezielte Untersuchungen folgen. Klinisch relevant könnte das Wissen um verschiedene anatomische Verhältnisse z.B. der Cochlea in verschiedenen ethnischen Kreisen insofern sein, dass beispielsweise optimal angepasste Cochlea Implantate entwickelt werden könnten. Die Erkenntnis, dass sich meist keine signifikanten Unterschiede zwischen den Mumienfelsenbeinen und den heutigen Felsenbeinen ermitteln lassen, deckt sich auch mit einer inhaltlich ähnlichen Aussage von Hoffman und Hudgins, die sich auf die größere Anatomie des Schädels bezieht [52]. Sie untersuchten Mumien mit der CT.

Die Präparationstechnik der Schädel kann eine mögliche systematische Fehlerquelle beim Vergleich darstellen. Mumifizierung ist heutzutage nicht üblich. Daher wurden fäulnismazerierte Präparate der Gegenwart mit den Mumien verglichen. Im Gegensatz zur Mazeration wird bei der Mumifizierung Weichteilgewebe entwässert und bleibt verdichtet erhalten. Mit einem röntgenologischen Verfahren stellen sich hauptsächlich dichte Knochenstrukturen und deren Grenzen zu Arealen wesentlich niedrigerer Dichte und somit niedrigeren Strahlenabsorptionsvermögens gut dar. Da bei Mumien eventuell eingetrocknetes, strahlendichteres Weichteilgewebe konserviert ist, kann dieses bei Auflagerung auf zu vermessende Strukturen die Messung im Schnittbild beeinflussen. Die Vorgehensweise erschien dennoch legitim, da die DVT hauptsächlich zur Darstellung von Hochkontraststrukturen geeignet ist.

Die getroffenen Aussagen über die Felsenbeine sollten wegen der Gruppenzusammensetzung und Gruppengröße nicht bedingungslos verallgemeinert werden. Dennoch lassen sich Aussagen über das untersuchte Marburger Material tätigen, die bei weiteren Studien hilfreich sein können.

#### **4.5.3 Klinische Relevanz der Messstrecken**

Die Erzeugung der Schnittbilder, wie im Abschnitt „Material und Methoden“ beschrieben, ist auch im klinischen Alltag aufgrund der Schnelligkeit und Genauigkeit der DVT-Technologie erreichbar. Daher sind auch die Messstrecken, die hier für die DVT erarbeitet wurden, klinisch anwendbar um standardisierte, vergleichbare Messungen möglich zu machen. Der Vorteil liegt neben der genauen Positionierung der

Strecken in der räumlichen Ausrichtung des Schnittes an der zu beurteilenden Struktur selbst. Im Gegensatz dazu steht eine Standardisierung durch Hauptebenen, die sich auf entferntere Strukturen beziehen (Stirn, Orbito-Meatallinie), welche in ihrer relativen Lage zur interessierenden Struktur möglicherweise stärker variieren. Zukünftige Studien können klären, inwieweit diese Methodik im Klinikalltag praktikabel ist. Purcell et al zeigten, dass bei derartigen Vermessungen sehr niedrige Intra- und Interobservervariabilität vorliegen [99]. Dies sollte in weiteren Studien für die hier erarbeiteten Messstrecken ebenfalls untersucht werden, um auch diesbezügliche Reproduzierbarkeit zu bestätigen. Nutzen könnte sich daraus für Diagnostik und Therapie diverser Krankheiten ergeben, dabei insbesondere unterstützend bei der Planung oto- und neurochirurgischer Operationen. Oftmals beschränkt sich die Evaluation von Felsenbeinschnittbildern auf eine subjektive Inspektion der Strukturen, wobei subtile Größenabweichungen oder Lageabweichungen nicht immer erkannt werden [92, 98]. Ein Beispiel ist hier die Beurteilung des Recessus facialis im Rahmen der Cochlea Implantat Versorgung [10]. Eine einfache Möglichkeit der Vermessung zum Zwecke einer Objektivierung wird mit der hier beschriebenen Verfahrensweise vorgeschlagen.

Besonders bedeutsame Messstrecken sollen im Folgenden hervorgehoben werden. Dazu gehören insbesondere die Strecken 1, 3, 4, 6, die die Cochlea hauptsächlich luminal in ihrer Größe beschreiben. Sie könnten verwendet werden, um vor der Implantation eines Cochleaimplantates die Hörschnecke in ihren Dimensionen zu beurteilen, so dass diejenige CI-Elektrode, welche den räumlichen Anforderungen der Cochlea am besten gerecht wird, gewählt werden kann. Eine bestmögliche Positionierung der Elektrode bezüglich der Vollständigkeit der Insertion und Modiolusnähe mit folglich niedrigeren Impedanzen ist Voraussetzung für ein optimales therapeutisches Ergebnis.

Weiterhin sind die Strecken 19, 20, 21 klinisch relevant um eine mögliche Stenose des inneren Gehörganges zu quantifizieren. Ein stenotischer Gehörgang geht zumeist mit einer Hypo- oder Aplasie des achten Hirnnerven einher [17], die eine Kontraindikation zum Cochleaimplantat darstellen kann [18, 39, 79, 113]. Die letztgenannten Strecken und zusätzlich die Dimensionen des Porus acusticus int. (Strecken 24 und 15), der Winkel (Messmarke 32), mit dem der Meatus acusticus int. in das Felsenbein eintritt, sowie die Länge der hinteren Wand des inneren Gehörganges (Strecke 27), sind klinisch bedeutsam im Hinblick auf Diagnostik und Therapie von Tumorerkrankungen, wie z.B.

Neurinomen in dieser Region, die über einen retrosigmoidalen Zugang entfernt werden können. Zur Beseitigung intrameataler Tumormassen wird dabei die posteriore Wand des Meatus acusticus int. teilweise entfernt.

Purcell et al. fanden bei Patienten mit vorliegendem sensorineuralen Hörverlust signifikant größere „knöcherne Inseln“ der oberen und lateralen Bogengänge, sowie eine im coronalen Schnitt kleinere Cochlea [98]. Auch Pappas et al. berichteten über Größenabweichungen [92]. Die Anwendung der Strecken 19, 20, 21 für die Cochlea und vor allem der Messmarken 48, 49, 61, 62, 90 und 91 im Sinne Purcells könnten zur Präzisierung seines Verfahrens beitragen, denn im Gegensatz dazu wären die neuen Messungen nicht durch fehlende Ausrichtung der Schnittebene an den Strukturen beeinträchtigt. Purcell vermaß in Schnitten parallel zu den Standardebenen (coronar und axial). Beispielsweise steht aber der laterale Bogengang nicht immer parallel zur Axialebene. Schiefe Anschnitte kommen also vor und verfälschen eventuell das Ergebnis. Bei einer Ausrichtung am Bogengang selbst wird dieser Fehler minimiert.

Madden et al. verwendeten Größenmessungen um Abnormalitäten, die beim Waardenburg-Syndrom auftreten, näher zu charakterisieren [75]. Die vorgeschlagenen Messstrecken im Bereich des Meatus acusticus int. sowie des Vestibulums könnten diese Diagnostik mittels DVT zulassen. Auch bei anderen Syndromen, die mit Malformationen des Felsenbeines einhergehen, sollte eine gezielte Vermessung eine bessere Charakterisierung selbiger ermöglichen. Bei einigen Patienten mit Symptomen wie z.B. Schwerhörigkeit könnten Messungen überhaupt erst aufdecken, dass ein bestimmtes, mit subtilen Malformationen einhergehendes Syndrom vorliegt.

## 5 Zusammenfassung

Die DVT, ein relativ neues, röntgenologisches Schnittbildverfahren, das bisher hauptsächlich seinen Einsatz in der Zahnheilkunde fand, wird seit 2003 in der HNO-Klinik der Philipps-Universität Marburg (Direktor: Prof. Dr. J.A. Werner) als eine der ersten Kliniken weltweit zur Darstellung des Os temporale angewandt. Es zeichnet sich vor allem durch eine im Vergleich zur CT niedrige Strahlenbelastung und eine sehr hohe Ortsauflösung aus (0,125mm, isotrope Voxel). Um mehr Erfahrungen zu sammeln, Grenzen und Möglichkeiten weiter zu evaluieren, wurden Felsenbeine altägyptischer Mumien und moderner Schädel gescannt. Subjektiv fiel bei Inspektion auf, dass die inneren Strukturen der Mumien, wie beispielsweise die Cochleae, sich scheinbar von denen der heutigen Felsenbeine hinsichtlich der Größenverhältnisse unterschieden. Um diese Beobachtung zu überprüfen, sollten Felsenbeinstrukturen der Mumien mit denen moderner Schädel bezüglich ihrer Dimensionen im DVT-Schnittbild verglichen werden.

Zwar gibt es in der Literatur einige Vorschläge zur Methodik derartiger Vermessungen, beispielsweise in histologischen Präparaten oder im CT-Schnittbild, diese lassen sich aber nicht ohne weiteres auf die DVT übertragen. Zur Standardisierung der Schnittebenen und Messstrecken, beziehen sich die beschriebenen Verfahren auf die Standardebenen (axial, coronar, sagittal). Diese Ebenen sind durch anatomische Landmarken definiert, die die kleine Zielregion der DVT nicht einschließen konnte. So mussten für eine Vermessung mit der DVT neue Bezugspunkte zur Standardisierung erarbeitet werden. Diese orientieren sich vorteilhaft an den zu vermessenden Strukturen selbst.

Die zentralen Ziele dieser Arbeit bestanden demnach zusammenfassend erstens in der Prüfung der Präparate und Mumien mittels der DVT auf pathologische Befunde und Mumienartefakte, sowie zweitens der Erarbeitung eines für die DVT angepassten Verfahrens zur Vermessung von inneren Felsenbeinstrukturen. Dieses sollte eine Deskription sowie einen Vergleich ermöglichen und als Grundlage zur Anwendung im klinischen Alltag dienen. Die erste Anwendung dieses Verfahrens an altägyptischen, mumifizierten Schädeln und an Schädeln aus heutiger Zeit, zum Zwecke der Deskription und des Vergleiches, war ein drittes Ziel.



Um diese Fragestellungen zu bearbeiten wurden insgesamt 40 Felsenbeine von je zehn modernen Schädeln und von zehn Mumien Schädeln mittels der DVT gescannt und dargestellt. Die hohe Auflösung der DVT ermöglichte eine sehr genaue Rekonstruktion von Schnittbildern in beliebigen Winkeln. Darstellungsweisen verschiedener Strukturen und 93 Messmarken wurden erarbeitet, die die wichtigsten anatomischen Strukturen des Os temporale, wie beispielsweise die Cochlea oder das Vestibularorgan, reproduzierbar charakterisieren.

Bezüglich der Analyse der hier verwendeten Mumien Schädel ist festzustellen, dass sich außer einer Bogengangsdehiszenz keine Otopathologien finden ließen, dafür jedoch diverse Artefakte, wie sie für die paleoradiologische Diagnostik altägyptischer Mumien typisch sind. Teilweise ließen sich intakte Gehörknöchelchenkette, sowie dislozierte, einzelne Ossikel darstellen. Für einen adäquaten Vergleich der Felsenbeine, wurde eine für die DVT-Bildgebung geeignete Messmethodik erarbeitet und angewandt. Von allen potentiell aufzufindenden Messstrecken ließen sich in der Gruppe der heutigen Felsenbeine 99,7% und in der Mumien Gruppe 95,2% darstellen und verwenden, was auf hohe Reproduzierbarkeit hinweist. Die Gründe für eine Nichtdarstellbarkeit waren beispielsweise Zerstörung sowie Artefakte insbesondere in der Mumien Gruppe oder fehlende knöcherne Begrenzung einzelner Strukturen. Konkrete Messwerte für sämtliche Felsenbeine wurden anschließend erhoben und dargestellt, Vergleiche wurden durchgeführt. Die Ergebnisse wurden beziehungsweise auf relevante Literatur besprochen, sowie eine klinische Bedeutung erörtert. Die Hypothese, dass sich die Mumienfelsenbeinstrukturen wesentlich von modernen Felsenbeinstrukturen unterscheiden, konnte jedoch in den meisten Fällen nicht bestätigt werden. Dies belegt auch wie wichtig objektive Untersuchungen sind, um primäre, subjektive Einschätzungen zu relativieren. Weitere Studien sollten folgen, um beispielsweise gezielt nach den Ursachen der wenigen, signifikanten Größenunterschiede zu forschen. Ferner sollte das Vermessungsverfahren im klinischen Alltag erprobt, evaluiert und optimiert werden.

Die vorgeschlagenen 93 Messstrecken bieten eine Grundlage, Felsenbeine im klinischen Alltag mit der DVT vermessen zu können, um beispielsweise die Diagnose von Pathologien oder die Planung operativer Prozeduren zu unterstützen. Mit den hier erhobenen Werten stehen gleichzeitig erste Daten zur Orientierung zur Verfügung.

## 6 Literaturverzeichnis

- 1 Ahuja A T, Yuen H Y, Wong K T, Yue V, van Hasselt A C. Computed Tomography Imaging of the Temporal Bone – Normal Anatomy. Clin Radiol 2003; 58: 681-686
- 2 Ambrose J, Hounsfield G. Computerized transverse axial tomography. Br J Radiol 1973; 46: 148-149
- 3 Arai Y, Hashimoto K, Iwai K, Shinoda K. Practical model „3DX“ of limited cone-beam X-ray CT for dental use. International Congress Series 2001; 1230: 712-718
- 4 Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofac Radiol 1999; 28: 245-248
- 5 Bahn PG. The making of a mummy. Nature 1992; 356: 109
- 6 Bender R, Lange S, Ziegler A. Multiples Testen. Dtsch Med Wochenschr 2002; 127: T4–T7
- 7 Benitez JT. Otopathology of Egyptian mummy Pum II: final report. J Laryngol Otol 1988; 102: 485-490
- 8 Benninghoff A, Drenckhahn D. Anatomie. Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie. Band 2. 16. Auflage. Elsevier. München. 2004. S. 722
- 9 Berendes J, Link R, Zöllner F. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Band 5. Ohr I. 2. Auflage. Georg Thieme Verlag. Stuttgart. 1979. Abschnitt 2.18
- 10 Bettman RH, Appelman AM, van Olphen AF, Zonneveld FW, Huizing EH. Cochlear orientation and dimensions of the facial recess in cochlear implantation. J Otorhinolaryngol Relat Spec 2003; 65: 353-358

- 11 Böni T, Rühli FJ, Chhem RK. History of paleoradiology: early published literature, 1896-1921. *Can Assoc Radiol J* 2004; 55: 203-221
- 12 Bortz J, Lienert G. Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung. Ein praktischer Leitfaden für die Analyse kleiner Stichproben. 1. Auflage. Springer. Heidelberg. 1998. S. 17, S.126
- 13 Boyer RS, Rodin EA, Grey TC, Connolly RC. The skull and cervical spine radiographs of Tutankhamen: a critical appraisal. *Am J Neuroradiol* 2003; 24: 1142-1147
- 14 Canigiani G. Konventionelle Diagnostik des Schläfenbeins. Ein historischer Rückblick. *Radiologe* 1997; 37: 925-932
- 15 Carlsson CA. Imaging modalities in x-ray computerized tomography and in selected volume tomography. *Phys Med Biol* 1999; 44: R23-R56
- 16 Casselman JW, Bensimon JL. Bildgebung des Innenohrs. *Radiologe* 1997; 37: 954-963
- 17 Casselman JW, Offeciers EF, De Foer B, Govaerts P, Kuhweide R, Somers T. CT and MR imaging of congenital abnormalities of the inner ear and internal auditory canal. *Eur J Radiol* 2001; 40: 94-104
- 18 Casselman JW, Offeciers FE, Govaerts PJ, Kuhweide R, Geldof H, Somers T, D'Hont G. Aplasia and hypoplasia of the vestibulocochlear nerve: diagnosis with MR imaging. *Radiology* 1997; 202: 773-781
- 19 Chan LL, Manolidis S, Taber KH, Hayman LA. In vivo measurements of temporal bone on reconstructed clinical high-resolution computed tomography scans. *Laryngoscope* 2000; 110: 1375-1378
- 20 Chan LL, Manolidis S, Taber KH, Hayman LA. Surgical anatomy of the temporal bone: an atlas. *Neuroradiology* 2001; 43: 797-808

- 21 Christensen GE, He J, Dill JA, Rubinstein JT, Vannier MW, Wang G. Automatic measurement of the labyrinth using image registration and a deformable inner ear atlas. *Acad Radiol* 2003; 10: 988-999
- 22 Cesarani F, Martina MC, Ferraris A, Grilletto R, Boano R, Marochetti EF, Donadoni AM, Gandini G. Whole-body three-dimensional multidetector CT of 13 Egyptian human mummies. *Am J Roentgenol* 2003; 180: 597-606
- 23 Cohen NL. Retrosigmoid approach for acoustic tumor removal. *Otolaryngol Clin North Am* 1992; 25: 295-310
- 24 Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002; 12: 634-637
- 25 Conlogue G, Nelson AJ, Guillen S. The application of radiography to field studies in physical anthropology. *Can Assoc Radiol J* 2004; 55: 254-257
- 26 Czerny C, Turetschek K, Duman M, Imhof H. Bildgebung des Mittelohres. CT und MRT. *Radiologe* 1997; 37: 945-953
- 27 Dahm P. Über die postnatale Entwicklung der Form und Größe des menschlichen Os temporale. Medizinische Dissertation. Würzburg. 1970. S. 102-104
- 28 Dalchow CV, Weber AL, Bien S, Yanagihara N, Werner JA. Value of digital volume tomography in patients with conductive hearing loss. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2006; 263: 92-99
- 29 Dalchow CV, Weber AL, Yanagihara N, Bien S, Werner JA. Digital volume tomography: radiologic examinations of the temporal bone. *Am J Roentgenol* 2006; 186: 416-423
- 30 Daniels DL, Swartz JD, Harnsberger HR, Ulmer JL, Shaffer KA, Mark L. Anatomic Moment. Hearing, I: The cochlea. *Am J Neuroradiol* 1996; 17: 1237-1241

- 31 David AR. Disease in Egyptian mummies: the contribution of new technologies. *Lancet* 1997; 349: 1760-1763
- 32 Day JD, Kellogg JX, Fukushima T, Giannotta SL. Microsurgical anatomy of the inner surface of the petrous bone: neuroradiological and morphometric analysis as an adjunct to the retrosigmoid transmeatal approach. *Neurosurgery* 1994; 34: 1003-1008
- 33 Dimopoulos P, Muren C. Anatomic variations of the cochlea and relations to other temporal bone structures. *Acta Radiol* 1990; 31: 439-444
- 34 Dolan KD, Babin RW, Jacoby CG. Asymmetry of the internal auditory canals without acoustic neuroma. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1978; 87: 815-820
- 35 Donaldson JA. Fossula of the cochlear fenestra. *Arch Otolaryngol* 1968; 88: 124-130
- 36 Faure A, Masse H, Gayet-Delacroix M, Khalfallah M, Bordure P, Hamel O, Raoul S, Leborgne J, Robert R. What is the arcuate eminence? *Surg Radiol Anat* 2003; 25: 99-104
- 37 Fisher R, Perkins S, Walker A, Wolfart E. Hypermedia Image Processing Reference (HIPR2). Stand 05.01.2005:
- <http://homepages.inf.ed.acousticusuk/rbf/HIPR2/metric.htm#1>
  - <http://homepages.inf.ed.acousticusuk/rbf/HIPR2/stretch.htm#1>
- 38 Flinzberg S, Schmelzle R, Schulze D, Rother U, Heiland M. Dreidimensionale Darstellungsmöglichkeiten des Mittelgesichts mit Hilfe der digitalen Volumentomographie anhand einer Kadaverstudie zur winkelstabilen Osteosynthese. *Mund Kiefer GesichtsChir* 2003; 7: 289-293
- 39 Govaerts PJ, Casselman J, Daemers K, De Beukelaer C, Yperman M, De Ceulaer G. Cochlear implants in aplasia and hypoplasia of the cochleovestibular nerve. *Otol Neurotol* 2003; 24: 887-891

- 40 Grashey R. Atlas typischer Röntgenbilder vom normalen Menschen. Leh At. 1923. 10. Auflage (Birkner). Urban & Schwarzenberg. München, Berlin.1964.
- 41 Greess H, Baum U, Romer W, Tomandl B, Bautz W. CT und MRT des Felsenbeins. HNO 2002; 50: 906-919
- 42 Gupta R, Bartling SH, Basu SK, Ross WR, Becker H, Pfoh A, Brady T, Curtin HD. Experimental flat-panel high-spatial-resolution volume CT of the temporal bone. Am J Neuroradiol 2004; 25: 1417-1424
- 43 Güthling O. Die Geschichten des Herodotus. Übersetzt von Friedrich Lange. Neu Herausgegeben von Dr. Otto Güthling. Erster Teil. Klio. Euterpe. Thalia. Melpomene. Verlag Philipp Reclam jun. Leipzig. 1885. S.173-174
- 44 Hagedorn HG, Zink A, Szeimies U, Nerlich AG. Makroskopische und endoskopische Untersuchungen der Kopf-Hals-Region an altägyptischen Mumien. HNO 2004; 52: 413-422
- 45 Harbort, J. Archäometrische und paläopathologische Untersuchungen an altägyptischen Mumien Schädeln der Zoologischen Sammlung Marburg. Diplomarbeit. Marburg. 2003. S. 13, S. 75, S. 98, S. 118, Anhang XXXIII
- 46 Harms V. Biomathematik. Statistik und Dokumentation. 7. Auflage. Harms Verlag. Kiel-Mönkeberg. 1998. S. 198, S. 204
- 47 Harwood-Nash DC. Computed tomography of ancient Egyptian mummies. J Comput Assist Tomogr 1979; 3: 768-773
- 48 Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terekado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003; 95: 371-377
- 49 Hatcher D C, Aboudara C L. Diagnosis goes digital. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 125: 512-515
- 50 Heiland M, Schulze D, Flinzberg S, Thurmann H, Rother U, Schmelzle R. Strahlenexposition und dreidimensionale Darstellungsmöglichkeiten des

SIREMOBIL ISO-C3D zur Planung chirurgischer Zahnsanierungen. Mund Kiefer GesichtsChir 2004; 8: 35-40

- 51 Henderson PE, Baldone SC. Facial nerve palsy secondary to acute otitis media. J Am Osteopath Assoc 1989; 89: 207-210
- 52 Hoffman H, Hudgins PA. Head and skull base features of nine Egyptian mummies: evaluation with high-resolution CT and reformation techniques. Am J Roentgenol 2002; 178: 1367-1376
- 53 Hoffman H, Torres WE, Ernst RD. Paleoradiology: advanced CT in the evaluation of nine Egyptian mummies. Radiographics 2002; 22: 377-385
- 54 Horne PD, MacKay A, Jahn AF, Hawke M. Histologic processing and examination of a 4,000-year-old human temporal bone. Arch Otolaryngol 1976; 102: 713-715
- 55 Ikui A, Sando I, Haginomori S, Sudo M. Postnatal development of the tympanic cavity: a computer-aided reconstruction and measurement study. Acta Otolaryngol 2000; 120: 375-379
- 56 Iwai K, Arai Y, Hashimoto K, Nishizawa K. Estimation of effective dose from limited cone beam X-ray CT examination. Jpn Dent Radiol 2001; 40: 251-259
- 57 Jäger L, Reiser M. CT and MR imaging of the normal and pathologic conditions of the facial nerve. Eur J Radiol 2001; 40: 133-146
- 58 Jäger L, Strupp M, Brandt T, Reiser M. Bildgebung von Labyrinth und Nervus vestibularis. Klinische Bedeutung für die Differentialdiagnose vestibulärer Erkrankungen. Nervenarzt 1997; 68: 443-458
- 59 Kalender WA. X-ray computed tomography. Phys Med Biol 2006; 51: R29-43
- 60 Kavakli A, Ogeturk M, Yildirim H, Karakas S, Karlidag T, Sarsilmaz M. Volume assessment of age-related conversion of the tympanic cavity by helical computerized tomography scanning. Saudi Med J 2004; 25: 1378-1381
- 61 Kawano A, Seldon HL, Clark GM. Computer-aided three-dimensional reconstruction in human cochlear maps: measurement of the lengths of organ of

- Corti, outer wall, inner wall, and Rosenthal's canal. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1996; 105: 701-709
- 62 Kosling S, Bootz F. CT and MR imaging after middle ear surgery. *Eur J Radiol* 2001; 40: 113-118
  - 63 Lang J. *Klinische Anatomie des Ohres*. Springer Verlag. Wien. 1992. S. 33, S. 142, S. 145, S. 157, S. 162, S. 164
  - 64 Lang J, Hack C. Über die Kanalsysteme im Os temporale und deren Rechts-links-Unterschiede. *Acta anat* 1987; 130: 298-308
  - 65 Lang J, Hack C. Über Lage und Lagevariationen der Kanalsysteme im Os temporale. Teil I. Kanäle der Pars Petrosa zwischen Margo superior und Meatus acusticus internus. *HNO* 1985; 33: 176-179
  - 66 Lang J, Hack C. Über Lage und Lagevariationen der Kanalsysteme im Os temporale. Teil II. Kanäle der Pars Petrosa zwischen Meatus acusticus internus und Facies inferior partis petrosae. *HNO* 1985; 33: 279-284
  - 67 Lang J, Kothe W. Über die Maße der Cavitas tympanica. *Gegenbaurs morphol. Jahrb* 1987; 133: 469-505
  - 68 Lang J, Stöber G. Über Lage und Lagevariationen der Kanalsysteme des Os temporale an Frontalschnitten. *Gegenbaurs morphol. Jahrb* 1987; 133: 249-289
  - 69 Lanz T, Wachsmuth W. *Praktische Anatomie. Kopf – Übergeordnete Systeme*. Sonderausgabe. Springer. Heidelberg. 2004. S.113
  - 70 Lemkamp M, Filippi A, Berndt D, Lambrecht JT. Diagnostic possibilities of digital volume tomography. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2006; 116: 645-53
  - 71 Lemmerling M, Vanzieleghem B, Dhooze I, Van Cauwenberge P, Kunnen M. CT and MRI of the semicircular canals in the normal and diseased temporal bone. *Eur Radiol* 2001; 11: 1210-1219



- 72 Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Grondahl K, Grondahl HG. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 114-119
- 73 Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32: 229-234
- 74 Lynn GE, Benitez JT. Temporal bone preservation in a 2600-year-old Egyptian mummy. *Science* 1974; 183: 200-202
- 75 Madden C, Halsted MJ, Hopkin RJ, Choo DI, Benton C, Greinwald JH Jr. Temporal bone abnormalities associated with hearing loss in Waardenburg syndrome. *Laryngoscope* 2003; 113: 2035-2041
- 76 Mah J K, Danforth R A, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96: 508-513
- 77 Manolidis S, Williamson B, Chan LL, Taber KH, Hayman LA. Use of reconstructed, non-orthogonal plane, high-resolution computed tomography of the temporal bone in the planning of temporal bone surgery. *J Otorhinolaryngol Relat Spec* 2003; 65: 71-75
- 78 Maroldi R, Farina D, Palvarini L, Marconi A, Gadola E, Menni K, Battaglia G. Computed tomography and magnetic resonance imaging of pathologic conditions of the middle ear. *Eur J Radiol* 2001; 40: 78-93
- 79 Marsot-Dupuch K, Meyer B. Cochlear implant assessment: imaging issues. *Eur J Radiol* 2001; 40: 119-132
- 80 Matthies C, Samii M, Krebs S. Management of vestibular schwannomas (acoustic neuromas): radiological features in 202 cases--their value for diagnosis and their predictive importance. *Neurosurgery* 1997; 40: 469-482

- 81 Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. J Periodontol 2005; 76: 665-673
- 82 Mininberg DT. The museum's mummies: an inside view. Neurosurgery 2001; 49: 192-199
- 83 Mlodoch B. Untersuchung einer Sammlung menschlicher Schädel aus Ägypten. Diplomarbeit, Fachbereich Biologie. Marburg. 1979.
- 84 Monkhouse WS. The anatomy of the facial nerve. Ear Nose Throat J 1990; 69: 677-687
- 85 Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. Eur Radiol 1998; 8: 1558-1564
- 86 Muren C. The internal acoustic meatus. Anatomic variations and relations to other temporal bone structures. Acta Radiol Diagn 1986; 27: 505-512
- 87 Muren C, Ruhn G, Wilbrand H. Anatomic variations of the human semicircular canals. A radioanatomic investigation. Acta Radiol Diagn 1986; 27: 157-163
- 88 Mutlu C, Govsa F, Unlu HH, Senyilmaz Y. The variational anatomy of the external aperture of the human vestibular aqueduct. Surg Radiol Anat 1997; 19:303-305
- 89 Nakamura M, Roser F, Mirzai S, Matthies C, Vorkapic P, Samii M. Meningiomas of the internal auditory canal. Neurosurgery 2004; 55: 119-128
- 90 Netter FH. Atlas der Anatomie des Menschen. 2. Auflage. Georg Thieme Verlag. Stuttgart. 1999. S. 5, S. 7, S. 87
- 91 Park K. Middle Ear Diseases. Academy'A Verlag. Seoul, Korea. 2002. Kap. 12

- 92 Pappas DG, Simpson LC, McKenzie RA, Royal S. High-resolution computed tomography: determination of the cause of pediatric sensorineural hearing loss. *Laryngoscope*. 1990; 100: 564-569
- 93 Pernkopf, E. Atlas der topographischen und angewandten Anatomie des Menschen. 3. Auflage. Urban & Schwarzenberg. München. 1994.
- 94 Postnov A, Zarowski A, De Clerck N, Vanpoucke F, Offeciers FE, Van Dyck D, Peeters S. High resolution micro-CT scanning as an innovative tool for evaluation of the surgical positioning of cochlear implant electrodes. *Acta Otolaryngol* 2006; 126: 467-474
- 95 Proctor B, Bollobas B, Niparko J K. Anatomy of the round window niche. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986; 95: 444-446
- 96 Pschyrembel W. Klinisches Wörterbuch. 258. Auflage. Walter-de-Gruyter-Verlag. Berlin. 1998.
- 97 Purcell DD, Johnson J, Fischbein N, Lalwani A K. Establishment of normative cochlear and vestibular measurements to aid in the diagnosis of inner ear malformations. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2003; 128: 78-87
- 98 Purcell DD, Fischbein N, Lalwani AK. Identification of previously "undetectable" abnormalities of the bony labyrinth with computed tomography measurement. *Laryngoscope* 2003; 113: 1908-1911
- 99 Purcell DD, Fischbein N, Patel A, Johnson J, Lalwani AK. Two Temporal Bone Computed Tomography Measurements Increase Recognition of Malformations and Predict Sensorineural Hearing Loss. *Laryngoscope* 2006; 116: 1439–1446
- 100 Raju TN. The Nobel chronicles. 1979: Allan MacLeod Cormack (b 1924); and Sir Godfrey Newbold Hounsfield (b 1919). *Lancet* 1999; 354: 1653
- 101 Rhoton AL Jr, Pulec JL, Hall GM, Boyd AS Jr. Absence of bone over the geniculate ganglion. *J Neurosurg* 1968; 28: 48-55
- 102 Rigolone M, Pasqualini D, Bianchi L, Berutti E, Bianchi SD. Vestibular Surgical Access to the palatine root of the superior first molar: “Low-dose Cone-beam”

- CT analysis of the pathway and its anatomic variations. *J Endod* 2003; 29: 773-775
- 103 Ritman EL. Micro-computed tomography-current status and developments. *Annu Rev Biomed Eng* 2004; 6: 185-208
  - 104 Rühli FJ, Böni T. Radiological aspects and interpretation of post-mortem artefacts in ancient Egyptian mummies from Swiss Collections. *Int J Osteoarchaeol* 2000; 10: 153-157
  - 105 Rühli FJ, Chhem RK, Boni T. Diagnostic paleoradiology of mummified tissue: interpretation and pitfalls. *Can Assoc Radiol J* 2004; 55: 218-227
  - 106 Sato H, Sando I, Takahashi H. Computer-aided three-dimensional measurement of the human vestibular apparatus. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1992; 107: 405-409
  - 107 Sato H, Sando I, Takahashi H. Sexual dimorphism and development of the human cochlea. Computer 3-D measurement. *Acta Otolaryngol* 1991; 111: 1037-1040
  - 108 Savic D, Djerić D. Anatomical variations and relations of the medial and lateral portions of the attic and their surgical significance. *J Laryngol Otol* 1987; 101: 1109-1117
  - 109 Schiebler T, Schmidt W, Zilles, K. Anatomie. Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen. 8. Auflage. Springer. Berlin, Heidelberg. 1999. S. 703
  - 110 Schubert O, Sartor K, Forsting M, Reisser C. Three-dimensional computed display of otosurgical operation sites by spiral CT. *Neuroradiology* 1996; 38: 663-668
  - 111 Schüller A. Die Schädelbasis im Röntgenbild. Gräfe & Sillem. Hamburg. 1905.
  - 112 Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam

- computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 83-86
- 113 Shelton C, Luxford WM, Tonokawa LL, Lo WW, House WF. The narrow internal auditory canal in children: a contraindication to cochlear implants. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1989; 100: 227-231
  - 114 Spoor F, Hublin JJ, Braun M, Zonneveld F. The bony labyrinth of Neanderthals. *J Hum Evol* 2003; 44: 141-165
  - 115 Spoor F, Jeffery N, Zonneveld F. Using diagnostic radiology in human evolutionary studies. *J Anat* 2000; 197: 61-76
  - 116 Spoor F, Zonneveld F. Comparative review of the human bony labyrinth. *Am J Phys Anthropol* 1998; Suppl 27: 211-251
  - 117 Spoor F, Zonneveld F. Morphometry of the primate bony labyrinth: a new method based on high-resolution computed tomography. *J Anat* 1995; 186: 271-286
  - 118 Stavropoulos A, Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clin Oral Investig* 2007; 11: 101-106
  - 119 Stewart TJ, Belal A. Surgical anatomy and pathology of the round window. *Clin Otolaryngol* 1981; 6: 45-62
  - 120 Struffert T, Grunwald IQ, Papanagiotou P, Politi M, Roth C, Reith W. Diagnostik des Felsenbeins. Ein Überblick. *Radiologe* 2005; 45: 816-827
  - 121 Swartz JD. High-resolution computed tomography of the middle ear and mastoid. Part I: Normal radioanatomy including normal variations. *Radiology* 1983; 148: 449-454

- 122 Swartz JD, Daniels DL, Harnsberger HR, Shaffer KA, Mark L. Balance and equilibrium, I: The vestibule and semicircular canals. *Am J Neuroradiol* 1996; 17: 17-21
- 123 Swartz JD, Daniels DL, Harnsberger HR, Ulmer JL, Harvey S, Shaffer KA, Mark L. Balance and equilibrium, II: The retrovestibular neural pathway. *Am J Neuroradiol* 1996; 17: 1187-1190
- 124 Swartz JD, Daniels DL, Harnsberger HR, Ulmer JL, Shaffer KA, Mark LP. Hearing, II: the retrocochlear auditory pathway. *Am J Neuroradiol* 1996; 17: 1479-1481
- 125 Swartz JD, Daniels DL, Harnsberger HR, Shaffer KA, Mark L. The temporal bone. *Am J Neuroradiol* 1996; 17: 201-204
- 126 Swartz JD, Harnsberger HR. *Imaging of the Temporal Bone*. 3. Auflage. Georg Thieme Verlag. New York, Stuttgart. 1998.
- 127 Takagi A, Sando I. Computer-aided three-dimensional reconstruction: a method of measuring temporal bone structures including the length of the cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1989; 98: 515-522
- 128 Takahashi H, Sando I. Computer-aided 3-D temporal bone anatomy for cochlear implant surgery. *Laryngoscope* 1990; 100: 417-421
- 129 Takahashi H, Sando I. Facial canal dehiscence: histologic study and computer reconstruction. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1992; 101: 925-930
- 130 Takahashi H, Sando I, Takagi A. Computer-aided three-dimensional reconstruction and measurement of the round window niche. *Laryngoscope* 1989; 99: 505-509
- 131 Takegoshi H, Kaga K. Difference in facial canal anatomy in terms of severity of microtia and deformity of middle ear in patients with microtia. *Laryngoscope* 2003; 113: 635-639

- 132 Takegoshi H, Kaga K, Kikuchi S, Ito K. Facial canal anatomy in patients with microtia: evaluation of the temporal bones with thin-section CT. *Radiology* 2002; 225: 852-858
- 133 Tomura N, Sashi R, Kobayashi M, Hirano H, Hashimoto M, Watarai J. Normal variations of the temporal bone on high-resolution CT: their incidence and clinical significance. *Clin Radiol* 1995; 50: 144-148
- 134 Tortora GJ, Anagnostakos N P. *Principles of Anatomy and Physiology*. 6. Auflage. Harpers Collins Publishers. New York. 1990.
- 135 Trampisch HJ, Windeler J. *Medizinische Statistik*. 1. Auflage. Springer. Heidelberg. 1997. S. 32, S. 233, S. 246, S. 271
- 136 Tsunoda A. Arcuate eminence in Caucasian populations. *J Laryngol Otol* 2001; 115: 9-13
- 137 Tsunoda A, Kimura Y, Sumi T, Komatsuzaki A, Sato T. The arcuate eminence is not a protrusion of the superior semi-circular canal but a trace of sulcus on the temporal lobe. *J Laryngol Otol* 2000; 114: 339-344
- 138 Tsurumachi T, Honda K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *Int Endod J* 2007; 40: 224-232
- 139 Valvassori GE. The abnormal internal auditory canal: the diagnosis of acoustic neuroma. *Radiology* 1969; 92: 449-459
- 140 Waldeyer A. *Anatomie des Menschen*. 17. Auflage. Walter De Gruyter Verlag. Berlin. 2003. S. 613
- 141 Werner J. *Biomathematik und Medizinische Statistik*. Eine praktische Anleitung für Studierende, Doktoranden, Ärzte und Biologen. 2. Auflage. Urban & Schwarzenberg. München. 1992. S. 18, 116-122, 169
- 142 Williams MT, Ayache D. Imaging of the postoperative middle ear. *Eur Radiol* 2004; 14: 482-495

- 143 Wortche R, Hassfeld S, Lux CJ, Mussig E, Hensley FW, Krempien R, Hofele C. Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 88-94
- 144 Yardley M, Rutka J. Rescued from the sands of time: interesting otologic and rhinologic findings in two ancient Egyptian mummies from the Royal Ontario Museum. *J Otolaryngol* 1997; 26: 379-383
- 145 Yoshinori A, Kazuya H, Kazuo I, Koji S. Practical model “3DX“ of limited cone-beam X-ray CT for dental use. *International Congress Series* 2001; 1230: 712–718
- 146 Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31: 126-130



## 7 Anhang

### 7.1 Abkürzungsverzeichnis

A.	(Arteria)
acusticus int.	(acusticus internus)
acusticus ext.	(acusticus externus)
ant.	(anterior)
CI	(Cochlea Implantat)
CT	(Computertomographie)
CBCT	(Cone Beam Computed Tomography)
DVT	(Digitale Volumentomographie, Digitales Volumentomogramm, Digitaler Volumentomograph)
For.	(Foramen)
Fb.	(Felsenbein)
H0	(Nullhypothese)
HRCT	(High Resolution Computed Tomography)
mm	(Millimeter)
MDCT	(Multi Detector CT)
MSCT	(Multislice CT)
MRT	(Magnetresonanztomographie)
N.	(Nervus)
NIH	(National Institute of Health)
post.	(posterior)
ROI	(Region of Interest)
SNHL	(Sensorineural Hearing Loss)
sup.	(superior)
V.	(Vena)

## 7.2 Akademische Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Universitätsprofessoren und Dozenten in Marburg:

Adamkiewicz, Arnold, Aumüller, Basler, Baum, Becker, Bertalanffy, Bien, Boudriot, Cetin, Christiansen, Czubayko, Daut, Eilers, Feuser, Folz, Fritz, Gerdes, Gotzen, Griss, Grundmann, Grzeschik, Gudermann, Hamer, Hertl, Hofmann, Hoyer, Jungclas, Klenk, Klose, Köhler, Koolman, Krause, Krieg, Kroll, Kuhlmann, Lang, Lill, Lohoff, Maier, Mandic, Mandrek, Moll, Moosdorf, Mueller, Mutters, Neubauer, Oertel, Radsak, Remschmidt, Renz, Richter, Röper, Rosenow, Rothmund, Schäfer, Schmidt, Schnabel, Schneider, Schrader, Schüffel, Seitz, Sommer, Steiniger, Vogelmeier, Wagner, Weihe, Weiler, Werner, Westermann, Wulf

### **7.3 Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. J. A. Werner (Direktor der Klinik für HNO-Heilkunde der Philipps-Universität Marburg) für die Möglichkeit der Durchführung dieser Doktorarbeit sowie für seine Unterstützung in Rat und Tat.

Weiterer herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Oberarzt PD Dr. med. A. Teymoortash für die Betreuung bei der Abfassung der Dissertation. Von ihm erfuhr ich ebenfalls stete freundliche Hilfestellung bei der Durchführung der Untersuchungen sowie vielfältige Unterstützung in Form diverser Ratschläge, konstruktiver Kritik und geduldiger Korrekturarbeit.

Herrn Dr. C. Dalchow, ehemaliger Oberarzt an der Marburger HNO-Universitätsklinik, danke ich vielmals für die Ideengebung und für die Einarbeitung in die Technologie.

Weiterhin danke ich herzlichst Herrn Prof. Dr. L. Beck (Leiter der Zoologischen Sammlung, Fachbereich Biologie der Philipps-Universität Marburg) sowie seinem Mitarbeiter Herrn Dipl.-Biol. J. Harbort für die Bereitstellung der Mumien Schädel. Bei Prof. Dr. E. Weihe und dem Präparator Herrn J. Cordes (Anatomisches Institut der Philipps-Universität Marburg) bedanke ich mich für die Bereitstellung der Schädelpräparate aus heutiger Zeit.

Außerdem möchte ich herzliche Dankbarkeit gegenüber Prof. Dr. S. Bien (Leiter der Abteilung für Neuroradiologie der Philipps-Universität Marburg) zum Ausdruck bringen, der freundlicherweise die Nutzung des DVT-Gerätes ermöglichte.

Ferner gedankt seien Herrn PD Dr. H.-H. Müller (Institut für medizinische Biometrie und Epidemiologie der Philipps-Universität Marburg) und Frau Dipl. math. U. Schulz (Kiel) für die hilfreichen Antworten auf meine Fragen bezüglich der statistischen Verfahren.

## 7.4 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1.2.1 .....	8
Abbildung 1.2.2 .....	9
Abbildung 1.2.3 .....	11
Abbildung 1.2.4 .....	12
Abbildung 2.1.1 .....	18
Abbildung 2.1.2.....	18
Abbildung 2.3.1.....	21
Abbildung 2.4.1.....	22
Abbildung 2.4.2 .....	23
Abbildung 2.4.3 .....	24
Abbildung 2.5.1 .....	25
Abbildung 2.6.1 .....	26
Abbildung 2.7.1 .....	28
Abbildung 2.7.2 .....	29
Abbildung 2.7.3 .....	29
Abbildung 2.7.4 .....	29
Abbildung 2.7.5 .....	30
Abbildung 2.7.6.....	31
Abbildung 2.7.7 .....	33
Abbildung 2.7.8.....	33
Abbildung 2.7.9.....	36
Abbildung 2.7.10.....	36
Abbildung 2.7.11 .....	37
Abbildung 2.7.12.....	37
Abbildung 2.7.13 .....	38
Abbildung 2.7.14.....	40
Abbildung 2.7.15 .....	40
Abbildung 2.7.16.....	42
Abbildung 2.7.17 .....	44
Abbildung 2.7.18.....	44
Abbildung 2.7.19.....	46
Abbildung 2.7.20.....	46
Abbildung 2.7.21 .....	48

Abbildung 2.7.22 .....	49
Abbildung 2.7.23 .....	49
Abbildung 3.4.1 .....	58
Abbildung 3.4.2 .....	58
Abbildung 3.4.3 .....	59
Abbildung 3.4.4 .....	59
Abbildung 3.4.5 .....	61

Tabelle 2.1.1 .....	17
Tabelle 2.1.2 .....	17
Tabelle 2.7.1 .....	28
Tabelle 2.7.2 .....	32
Tabelle 2.7.3 .....	35
Tabelle 2.7.4 .....	39
Tabelle 2.7.5 .....	43
Tabelle 2.7.6 .....	45
Tabelle 2.7.7 .....	48
Tabelle 3.1.1 .....	52
Tabelle 3.1.2 .....	52
Tabelle 3.1.3 .....	53
Tabelle 3.1.4 .....	54
Tabelle 3.1.5 .....	55
Tabelle 3.1.6 .....	55
Tabelle 3.1.7 .....	56
Tabelle 3.2.1 .....	57
Tabelle 3.4.1 .....	60